

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**VLIV RŮZNÉHO ZAHÁJENÍ KROKOVÉHO CYKLU NA VÝSLEDEK
DYNAMICKE ANALÝZY CHŮZE**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Kateřina Popelková, fyzioterapie
Vedoucí práce: prof. PhDr. František Vaverka, CSc.
Olomouc 2011

Jméno a příjmení autora: Kateřina Popelková

Název diplomové práce: Vliv různého zahájení krokového cyklu na výsledek dynamické analýzy chůze

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: prof. PhDr. František Vaverka, CSc.

Rok obhajoby diplomové práce: 2011

Abstrakt:

Teoretická část diplomové práce obsahuje vývojové a biomechanické aspekty chůze a metody její analýzy. Ve výzkumné části jsme se zaměřili na hodnocení vlivu laterality dolních končetin na zahájení a průběh krokového cyklu. Testovaný soubor tvořilo 20 studentek ve věku 23-25 let s dominantní pravou dolní končetinou. K záznamu a analýze reakčních sil během chůze při různém pořadí, v jakém dolní končetiny našlapovaly na měřicí zařízení, jsme použili systém dvou silových plošin Kistler a software BioWare. Rozdíl v chování dolních končetin jsme dále sledovali mezi chůzí bez zátěže a s externí zátěží o velikosti 25 % tělesné hmotnosti.

Analýzou medio-laterální, předo-zadní a vertikální komponenty reakčních sil jsme zjistili, že způsob nakročení má statisticky významný vliv především na sledované silové proměnné a impulzy sil pro nedominantní dolní končetinu ($p < 0,01$). Vliv laterality se na zvolené hladině statistické významnosti ($p < 0,01$) podařilo prokázat pouze u medio-laterální komponenty reakční síly. Při chůzi se zátěží došlo k signifikantnímu zmenšení rozdílů mezi sledovanými parametry. Výsledky našeho výzkumu ukázaly, že zahájení měřeného krokového cyklu dominantní nebo nedominantní dolní končetinou významně ovlivňuje parametry chůze, a proto by mělo být u studií zabývajících se analýzou chůze pomocí silových plošin bráno v úvahu.

Klíčová slova: chůze, dynamická analýza, reakční síla, zahájení krokového cyklu, laterality

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb od 1. 9. 2012.

Author's first name and surname: Kateřina Popelková

Title of the master thesis: Effect of different initiation of gait cycle on the results of dynamic gait analysis

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: prof. PhDr. František Vaverka, CSc.

The year of presentation: 2011

Abstract:

The theoretical part of this thesis includes the developmental and biomechanical aspects of walking and methods of its analysis. In the research part, we focused on the evaluation of the effect of laterality of the lower limbs on the initiation and course of the gait cycle. The test set consisted of 20 students aged 23-25, with a dominant right leg. For the recording and analysis of ground reaction forces during gait in different order in which the leg was stepping on the measuring instrument, we used the system of two Kistler force platforms and the BioWare software. The difference in the behavior of the lower limbs was then observed between walking with and without the external load of 25 % of body weight.

Using the analysis of medio-lateral, antero-posterior and vertical components of ground reaction forces, we found that the way of step initiation had relevant effect on the studied force variables and impulses of the non-dominant lower limb ($p < 0,01$). The effect of laterality on a selected level of statistical significance ($p < 0,01$) was only proved in the medio-lateral components of ground reaction force. When walking with an external load, there was a relevant narrowing of the gap between the monitored parameters. The research results showed that the initiation of the measured gait cycle by a dominant or non-dominant lower limb significantly affects gait parameters, and therefore should be considered in the studies of gait analysis using force platforms.

Keywords: gait, dynamic gait analysis, ground reaction force, initiation of gait cycle, laterality

I agree with lending of this thesis in library range from the 1st of September 2012.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí prof. PhDr. Františka Vaverky, CSc., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 22. 4. 2011

.....

Děkuji prof. PhDr. Františku Vaverkovi, CSc. za cenné rady a připomínky při vedení a zpracování diplomové práce a panu Petru Bartošovi za pomoc při zpracování výsledků měření. Dále děkuji své rodině a Alexandru Čujkovovi za věcné připomínky k úpravě diplomové práce.

OBSAH

1 ÚVOD	8
2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	9
2.1 Lokomoce.....	9
2.1.1 Šest rozhodujících mechanismů ovlivňujících chůzi	11
2.1.2 Fylogenetický vývoj.....	13
2.1.3 Ontogenetický vývoj	14
2.2 Krokový cyklus	19
2.2.1 Vykročení	19
2.2.2 Fáze krokového cyklu	21
2.2.3 Aktivita svalstva dolních končetin při chůzi	25
2.3 Motorická kontrola při chůzi.....	27
2.3.1 Základní principy řízení motoriky	27
2.3.2 Centrální regulační okruhy	30
2.3.3 Aférentní informace	31
2.3.4 Pozornost a paměť.....	32
2.4 Lateralita při chůzi.....	33
2.4.1 Laterální preference a laterální dominance	35
2.4.2 Testování laterality dolních končetin	36
2.5 Metody detekce chůze	37
2.6 Reakční síla podložky.....	39
2.7 Souhrn prací zabývajících se analýzou chůze	42
3 CÍLE A HYPOTÉZY	57
3.1 Cíle.....	57
3.2 Vědecké otázky	57
3.3 Hypotézy	57
4 METODIKA VÝZKUMU	58

4.1 Charakteristika testovaného souboru.....	58
4.2 Určení externí zátěže	58
4.3 Testování laterality dolních končetin.....	60
4.4 Charakteristika použitých výzkumných metod.....	60
4.5 Technické zařízení použité při měření.....	60
4.6 Organizace a průběh měření.....	61
4.7 Dynamická analýza chůze.....	62
4.8 Zpracování výsledků.....	64
5 VÝSLEDKY	65
5.1 Výsledky dynamické analýzy chůze bez zátěže.....	65
5.1.1 Časové proměnné a rychlost chůze	65
5.1.2 Silové proměnné a silové impulzy	65
5.1.3 Indexy symetrie.....	67
5.2 Výsledky dynamické analýzy chůze se zátěží	67
5.2.1 Časové proměnné a rychlost chůze se zátěží.....	67
5.2.2 Silové proměnné a silové impulzy se zátěží.....	68
5.2.3 Indexy symetrie se zátěží.....	68
5.3 Srovnání rozdílů proměnných v chůzi se zátěží a bez zátěže	68
6 DISKUSE	83
7 ZÁVĚRY	91
8 SOUHRN.....	93
9 SUMMARY.....	94
10 REFERENČNÍ SEZNAM	95
11 PŘÍLOHY	101

1 ÚVOD

Chůze je jednou z nejuniverzálnějších a nejkompexnějších lidských aktivit. Je to komplex motorických dovedností řízených několika propojenými drahami mezi mozkovou kůrou a svaly. Ačkoliv je lidská chůze běžná a zdánlivě jednoduchá činnost, ve skutečnosti je tento proces výsledkem integrace řady biomechanických, neurofyziologických a řídicích procesů. Složitost a komplexnost schopnosti samostatné lokomoce se plně projeví, až když dojde k narušení integrity těla nebo řídicích mechanismů. Podrobná znalost aktivity dolních končetin při chůzi u zdravých osob nám může pomoci v diagnostice i léčbě pacientů s poškozením pohybové nebo nervové soustavy.

S progresivním vývojem technologií analýzy chůze se vyvíjel také pohled na funkce dolních končetin. Názor, že jakákoliv asymetrie mezi dolními končetinami při chůzi je známkou patologie, se za poslední desetiletí změnil. Většina autorů studií zabývajících se analýzou chůze se shoduje v tom, že mezi dolními končetinami jsou znatelné rozdíly také v chůzi osob označovaných jako zdravé. Asymetrické parametry chůze pravou a levou dolní končetinou bývají zmiňovány v souvislosti s odlišnou funkcí, kterou dolní končetiny během chůze zastávají. Problém hodnocení těchto funkčních rozdílů mezi dolními končetinami a odhalení příčin jejich vzniku dosud nebyl vyřešen. Jedním z možných vysvětlení asymetrických funkcí dolních končetin je laterálita.

Laterálita představuje vývojovou stranovou asymetrii, která se projevuje upřednostňováním nebo převahou jednoho z párových orgánů. Jakmile řídicí systém během ontogenetického vývoje zjistí výhodnější způsob stranového rozdělení funkcí, začne jej opakovaně využívat a fixovat. Přestože každá dolní končetina přispívá různou měrou k funkci opory a odrazu při chůzi, nejsou tyto stranové rozdíly aspekčně zaznamenatelné.

Cílem mé diplomové práce je zjistit, jaký vliv má různé zahájení krokového cyklu na dynamickou strukturu chůze, porovnat rozdíly v aktivitě pravé a levé dolní končetiny a možný vliv laterality na výsledky dynamické analýzy chůze zdravých osob.

2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

2.1 Lokomoce

„Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy“ (Kolář, 2009, 48).

Lokomoce, jeden z charakteristických znaků živých tvorů, vyjadřuje proces přemístění se z jedné geografické pozice na jinou. Tento proces v sobě zahrnuje zahájení, zastavení, změnu rychlosti, směru a reakce na změny terénu. Samotná lokomoce je široký pojem, který má mnoho forem. Pro všechny je charakteristická opakující se cyklická aktivita vedoucí k přemísťování individua vpřed. Lidská chůze je jako způsob lokomoce v živočišné říši zcela jedinečná a pro druh *Homo sapiens sapiens* přísně specifická. Vzpřímená bipedální chůze probíhá v ideálním případě optimální rychlostí s minimálním energetickým výdejem (Dungl, 2005).

Chůze je jednou z nejuniverzálnějších a nejkompexnějších lidských aktivit. Je to komplex motorických dovedností řízených několika propojenými drahami z mozkové kůry ke svalům. Lidská chůze je výsledkem integrace biomechanických, neurofyziologických a řídicích procesů (Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000).

Měkota a Cuberek (2007) popisují chůzi jako cyklický lokomoční akt, silně automatizovaný, při němž se střídá fáze jednooporová s fází dvojí opory. Jeden cyklus tvoří tzv. dvojkrok, který je u mladého muže dlouhý přibližně 150 cm. Ženy mají kratší kroky, což kompenzují jejich vyšší frekvencí. Další intersexuální rozdíly najdeme při chůzi především v pohybu v bocích, jenž je u žen více akcentován, a v pohybech horních končetin, které jsou naopak výraznější u mužů. Během dospívání si každý člověk vytvoří vlastní individuální styl chůze, jenž se pak stává jeho identifikačním znakem.

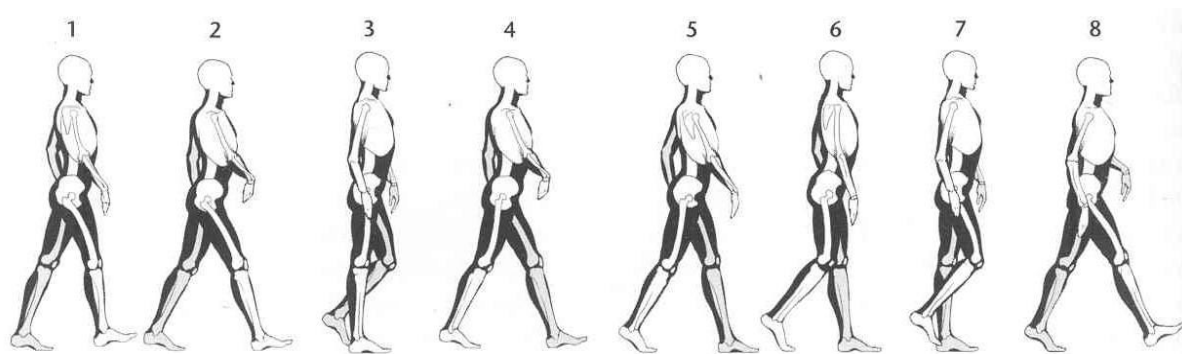
Lidská chůze je proces lokomoce, při kterém se vzpřímené tělo opírá nejprve o jednu, pak o druhou dolní končetinu. Schopnost izolovaně využít oporu o jedno chodidlo dovoluje zdolávat nástrahy terénu. Během chůze je vždy jedno chodidlo v kontaktu s podložkou. V době přenášení váhy těla z jedné dolní končetiny na druhou dochází k tzv. fázi dvojí opory, kdy jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou (10-12 % jednoho krokového cyklu). Čím je chůze rychlejší, tím se doba trvání fáze dvojí opory zkracuje, až při přechodu v běh zcela vymizí a je nahrazena bezoporovou fází letu (Inman, Ralston, & Todd, 2006).

Vaughan, Davis a O`Connor (1999) zdůrazňují nezbytnost dvou základních podmínek pro uskutečnění jakékoliv formy bipedální lokomoce:

- 1) neustálé působení reakční síly na chodidlo pro zajištění opory;
- 2) periodický pohyb obou chodidel z jednoho místa opory k dalšímu.

Tyto dva základní požadavky pak dávají vzniknout specifickým pohybům těla pozorovatelným při chůzi. Během přenášení těla přes stojnou dolní končetinu dochází ke třem různým výchylkám z rovnoměrného pohybu vpřed. Během každého kroku musí tělo zpomalit, přenést se přes dolní končetinu zajišťující oporu a znovu zrychlit. Dalším typickým pohybem vyskytujícím se ve fázi opory o jednu dolní končetinu jsou latero-laterální výchylky, které dosahují maxima přibližně ve střední fázi této opory. Posledním znakem je zdvihání a snižování těla při jeho přenášení přes opornou dolní končetinu. Nejvyššího bodu je dosaženo při nejnižší rychlosti a nejnižšího naopak při nejrychlejším pohybu vzpřímeného těla vpřed (Inman, Ralston, & Todd, 2006).

Hypotetické těžiště těla, umístěné ventrálně před druhým sakrálním obratlem, opisuje při pohybu těla bipedální lokomocí křivku tvaru sinusoidy ve vertikální i horizontální rovině. Amplituda vertikálního kolísání těžiště je přibližně 5 cm. Výkyvy těžiště jsou tím větší, čím rychlejší je chůze. Tento pohyb těžiště má vliv na způsob zatížení chodidla během opěrné fáze kroku (Dungl, 2005).

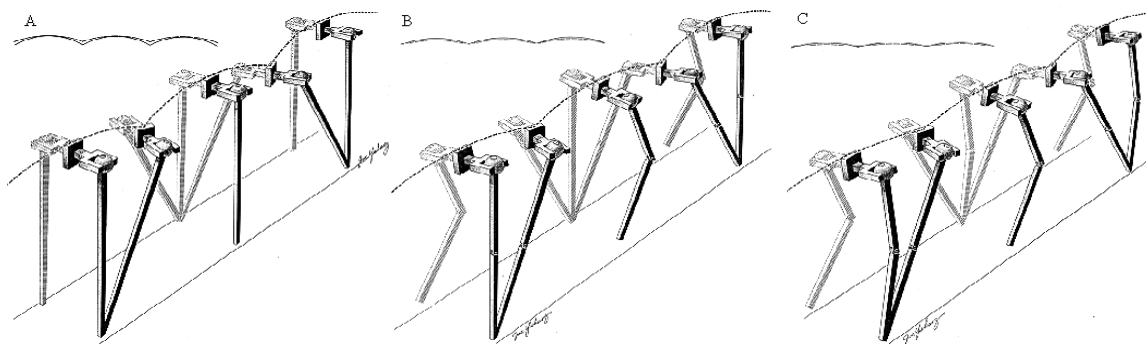


Obr. 1.1.1.-17. Jednotlivé fáze chůze pravé dolní končetiny: 1 – počáteční kontakt pravé dolní končetiny, 2 – fáze zatížení, 3 – střed stojné fáze; 4 – terminální fáze stoje, 5 – předšvihová fáze, 6 – počáteční švihová fáze, 7 – střed švihové fáze, 8 – terminální fáze švihů

Obrázek 1. Jednotlivé fáze chůze pravé dolní končetiny (Valouchová & Kolář, 2009, 48)

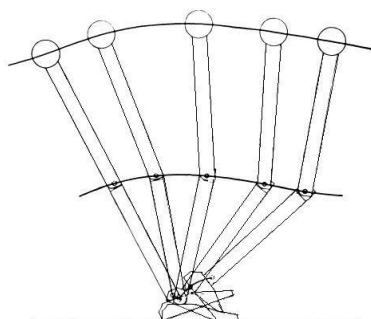
2.1.1 Šest rozhodujících mechanismů ovlivňujících chůzi

Mezníkem v oblasti zkoumání a odhalování tajemství lidské chůze je dnes již legendární dílo „The major determinants in normal and pathological gait“ autorů Saunders, Inmana a Eberharta z roku 1953. Inman a jeho kolegové v něm popsali koncept šesti rozhodujících činitelů ovlivňujících lidskou chůzi (tzv. „six determinants of gait“). Především ve Spojených státech amerických se těchto šest rozhodujících vlivů na chůzi stalo alfou, omegou v oblasti výzkumů, kliniky i vzdělávání. Původní koncept předpokládá, že účelem prvních tří činitelů: rotace pánve, laterálního naklonění pánve (poklesnutí nepodepřené strany pánve) a flexe v kolenním kloubu během fáze opory, je vyrovnávání trajektorie těžiště těla („Centre of Mass“ – COM) a redukce vertikálního zdvihu těla během chůze (Obrázek 2).



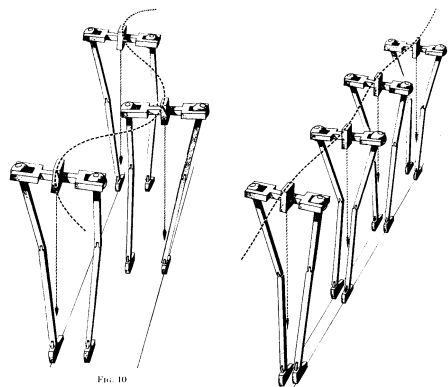
Obrázek 2. Mechanismy minimalizující výkyvy trajektorie těžiště těla: A) rotace pánve, B) laterální naklonění pánve, C) flexe v kolenním kloubu během fáze opory (Saunders, M., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of bone and joint surgery Am.*, 1953 (35), 547, 549.)

Čtvrtým a pátým činitelem jsou procesy odehrávající se v oblasti chodidla a kotníku (tzv. „ankle rockers“) během zatěžování a opětovného odlehčování dolní končetiny a rotace segmentů dolní končetiny (Obrázek 3). Jejich úkolem je oplošťování trajektorie těžiště těla relativním prodlužováním a zkracováním končetiny.



Obrázek 3. Pohyby v kolenu a kotníku během stojné fáze kroku (Saunders, M., Inman, V., T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of bone and joint surgery Am.*, 1953 (35), 550.)

Šestým činitelem je laterální posun pánve, jehož velikost omezuje anatomické postavení kolenních a kyčelních kloubů (Obrázek 4). Určitý stupeň valgosity kolenního kloubu (tibiofemorální úhel), jež se fyziologicky pohybuje okolo 5° u mužů a 7° u žen, umožňuje chůzi o užší bázi než je šířka mezi kyčelními klouby, díky níž je laterální posun COM během stejné fáze krokového cyklu menší (Gamble & Rose, 2006; Kirtley, 2006).



Obrázek 4. Vliv anatomického postavení kolenních a kyčelních kloubů na laterální posun pánve (Saunders, M., Inman, V., T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of bone and joint surgery Am.*, 1953 (35), 552.)

Pozdější studie však prokázaly odlišné účinky těchto šesti mechanismů. První tři mají pramalý vliv na posun COM ve vertikálním směru. Rotace pánve je zřejmě využívána k prodloužení délky kroku především při rychlejší chůzi. Sklopení pánve proti stejné dolní končetině a flexe kolenního kloubu během fáze opory fungují jako tlumiče nárazů, především ve fázi kontaktu paty s podložkou. Sekvence dějů a mechanismů v kotníku a chodidle mají podle novějších studií za úkol prodlužovat délku dolní končetiny a tím vyrovnávat dráhu COM, ale také usnadnit pohyb vpřed. Laterální posun COM přes zatíženou dolní končetinu činí celkově 4 až 5 cm. Záleží však na velikosti opěrné báze. Čím blíže jsou chodidla pokládána k sobě během chůze (např. genua valga), tím menší jsou laterální výkyvy těla, tedy i COM. Všech šest determinantů chůze pracuje společně pro omezení posunů COM v transversální a frontální rovině na pouhých 2,5 cm v dospělosti. Potenciální rozdíl ve výšce kyčelních kloubů může být až 9,5 cm a posun v transversální rovině ze strany na stranu 8 cm. Působením šesti vlivů je toto kolísání ve vertikální i horizontální rovině omezeno na 4,6 cm. Laterální výkyvy těžiště jsou minimalizovány rotací pánve a anatomickými proporcemi kosti stehenní (mediální zakřivení). Ve výsledku pohyb těžiště těla kopíruje tří-dimenzionální sinusoidu vytvořenou vertikálními a horizontálními deviacemi. Minimalizování výkyvů těžiště od směru pohybu je hlavním mechanismem snižujícím svalovou námahu a šetřícím energii (Childress & Gard, 2006; Perry (1992)).

Vařeka (2002) považuje za zásadní podmínku udržení těla ve statické poloze, průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze („Centre of Gravity“ – COG). Opěrná báze je ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy, která je aktuálně využita k vytvoření opory. Při lokomoci však může těžnice spuštěná z hypotetického těžiště těla směřovat mimo cyklicky se měnící opěrnou bázi, takže se mimo ni nachází i COG. Ke zhroucení nedojde díky tomu, že je opěrná báze brzy opět zajištěna tak, aby se v ní COG nacházel.

Tato schopnost nervového systému měnit opěrnou bázi a řídit těžiště těla směrem k nové opěrné bázi, je dosažena díky reaktivní (zpětná vazba zprostředkovaná senzoryckým systémem), prediktivní (tzv. „feed-forward“) a proaktivní (informace zprostředkované na dálku, především zrakovým systémem) složce řízení (Patla, 2004).

Každý člověk je jedinečný a nejnak je tomu i v případě chůze. Vzhledem k velké variabilitě anatomicko-morfologických struktur a jedinečnosti v individuálním ontogenetickém vývoji každého jedince se v klinické praxi můžeme setkat s nekonečnými variacemi kvality a stereotypu chůze. Jakékoliv škatulkování do tříd a typů chůze je proto pouze orientační. Pro zajímavost uvádím rozdělení chůze dle prof. Jandy.

Typy chůze podle V. Jandy

- proximální (kyčelní) – hlavním mechanismem lokomoce je pohyb v kyčelních kloubech, dominantními svalovými skupinami jsou flexory kyčelního kloubu, které bývají zkrácené a přetížené; dochází jen k malému odvinování chodidla;
- akrální – zde převládá výrazné odvinování chodidla a zvětšená plantární flexe nohy, dominantní svalovou skupinou jsou plantární flexory nohy a prstů; při tomto typu chůze je nápadný vertikální posun těžiště těla;
- peroneální – pro tento typ chůze je charakteristická zvýrazněná flexe kolenních kloubů, vnitřní rotace v kyčelních kloubech a everze nohy (Valouchová & Kolář, 2009).

2.1.2 Fylogenetický vývoj

Lidský druh získal bipedálním způsobem lokomoce nesrovnatelně větší rozhled a především uvolnění horních končetin pro manipulaci, užívání nejrůznějších nástrojů a nošení předmětů včetně svých potomků, i když oproti kvadrupedům ztratil značné procento stability při pohybu. Jediná dolní končetina musí být schopna nést váhu celého těla, což kromě vysokých nároků na stabilitu a pevnost jednotlivých segmentů končetin, vyžaduje také udržení rovnováhy vůči gravitaci. Dosud není objasněna otázka, co vedlo k rozvoji bipedálního způsobu lokomoce u našich předků (Gamble & Rose, 2006).

Schopnost lokomoce, jako motorické aktivity měnící polohu celého těla v okolním prostředí, rozšířila našim předkům obzory a dovolila jim využít nové strategie pro hledání potravy nebo útěk před potenciálním nebezpečím. Nový způsob lokomoce vedl k celé nové skupině motorických problémů, které zapříčinily vznik nového systému nervové kontroly (Latash, 2008).

Chůze po dvou končetinách představuje vrchol toho, co znamená být člověk. Lidem geneticky nejbližší příbuzní šimpanzi potřebují více svalové síly pro podepření těla během oporné fáze končetiny, nedokážou extendovat kolena a při chůzi přehazují své tělo ze strany na stranu, aby se COM přeneslo přes opornou končetinu. Člověk a šimpanz vykročili svou vlastní cestou asi před šesti miliony let. Fosilní nálezy svědčící pro bipedální způsob lokomoce jsou staré přibližně čtyři miliony let. Před 600 000 až 300 000 lety došlo k markantnímu zvětšení mozku na současnou velikost a také přestavbě kostí pánevních do takové podoby, jak je známe dnes. Před 50 000 lety, kdy se člověk vydal na dlouhou pouť z Afriky, aby obsadil celou oblast Eurasie, se začaly vlivem odlišného klimatu vyvíjet lidské rasy, lišící se tělesnou konstitucí a proporcemi a v konečném důsledku také stereotypem chůze (Gamble & Rose, 2006).

2.1.3 Ontogenetický vývoj

Chůze je jedním z nejdůležitějších milníků lidského vývoje, první známkou samostatnosti v životě dítěte. Nabytí schopnosti nezávislé bipedální lokomoce bývá označováno jako důležitý mezník ve vývoji řízení rovnováhy. Přestože je chůze složitým komplexem řady motorických dovedností, objevují se první krůčky již v 8 až 10 měsících věku dítěte. Samostatné chůze bývá řada dětí schopna okolo svých prvních narozenin. Od té chvíle dochází během následujících 6 měsíců k prudkému vývoji a změnám v parametrech chůze, jako je rychlost, délka kroku, délka různých fází krokového cyklu a změny pohybů v jednotlivých kloubech. Reciproční švih horní končetinou a úder paty do podložky, známka zralosti chůze, bývají přítomny u většiny dětí ve věku 18 měsíců. Později se rychlost změn zpomaluje a v 7 až 8 letech má dětská chůze většinu znaků jako chůze dospělých (Kermoian, Johanson, Butler, & Skinner, 2006).

Jakmile je dítě schopno vzpřímeného stoje a chůze, stává se pro něj prioritou číslo jedna motorická koordinace. Motorická koordinace a řízení pohybů hlavy jsou obecně považovány za vznik a počátek vývoje rovnováhy. Statická kontrola rovnováhy se objevuje ve vývoji dříve, jelikož je při chůzi vyžadována určitá síla svalů a schopnost udržení rovnováhy při stoji na jedné končetině v dynamicky se měnící situaci. Dosud nepanuje jednotný názor v tom, zda

je špatná posturální kontrola novorozenců způsobena nedostatečnou silou svalů (periferní mechanismus) nebo naopak neschopností ovládat reakce antigravitačních svalů ve vhodné posloupnosti - centrální mechanismus (Woollacott, Assaiante, & Amblard, 2004).

Raná chůze má tři pozoruhodné znaky: intenzitu, se kterou je umění chůze trénováno, globální pohybové modely (pohyb jednotlivých segmentů těla tzv. „en block“, tedy jako jednu mechanickou jednotkou) a značnou variabilitu chůze krok za krokem, měnící se den ode dne. Reciproční pohyb ramen a paží se vyvíjí okolo třetího roku života. Pohyb velkých částí těla (trup, končetiny) jako jednoho celku je dán nutností zjednodušit chůzi a zmenšit počet nároků, jež dítě musí zvládnout, omezením stupňů volnosti pohybu v jednotlivých kloubech (Butler, Druzin, & Sullivan, 2006).

V průběhu života se stereotyp chůze mění a vyvíjí. Mají na něj vliv nejrůznější úrazy a onemocnění, u žen především těhotenství. Mnoho hormonálních a fyzických změn včetně váhy, polohy těžiště těla, zvětšení laxicity vazů, vede ke změně postury i chůze. Během stárnutí je zlomovým obdobím života věk 60 let. Jedna z nejvýznamnějších charakteristik chůze, rychlost, zůstává relativně nezměněna v rozmezí 10 až 59 let. Posturální rovnováha bývá nejstabilnější ve věku 16 až 60 let. Ve vyšším věku dochází k progresivním změnám všech parametrů chůze, jež vedou ke zvýšenému riziku pádů a omezení soběstačnosti. V současné době, kdy ve vyspělých zemích světa dochází k dramatickému stárnutí populace, je věnována pozornost řadě výzkumů, snažících se objasnit změny, které stárnutí doprovází. Pokud těmto změnám porozumíme, budeme se místo nákladné léčby poúrazových stavů u seniorů moci zaměřit na preventivní terapii. Tato cesta se zdá být jediným východiskem pro budoucí léta, protože prognózy zatím nehovoří příznivě. Předpokládá se dokonce, že populace starší 85 let se do roku 2030 zdvojnásobí oproti počtu z roku 1995 (Butler, Druzin, & Sullivan, 2006).

Nakolik jsou či nejsou pohybové vzory, jež v sobě chůze obsahuje, naučené či vrozené, se vedou neustálé spory a cílem této diplomové práce není do této zatím nekonečné debaty přispívat. Existují názory, že se dítě rodí s geneticky danými pohybovými programy, které se během jeho vývoje postupně zapojují do motoriky. Jiní autoři se však domnívají, že se člověk rodí s velmi jednoduchými pohybovými vzory, na kterých si v kontaktu s okolním prostředím vytváří vlastní motoriku metodou pokus - omyl (Vařeka, 2001).

Inman, Ralston a Todd (2006) uvádí, že je lidská chůze aktivitou, kterou se každý člověk musí dlouze učit, což je spolu s individuálními anatomickými a morfologickými poměry důvodem, proč je chůze pro každého jedince natolik specifická. Ve své jedinečnosti je

však chůze každého z nás ovlivňována druhem obuvi a výškou podpatků stejně jako stavem mysli či duševním rozpoložením.

Kolář (2009) definuje chůzi jako základní motorický stereotyp vybudovaný v průběhu ontogeneze na fylogeneticky fixovaných principech typických pro každého jedince. Běžně se hovoří o motorických vzorech, které jsou neurofyziologicky definovány na míšní a kmenové úrovni řízení (reciproční inervace, hluboké šijové tonické reflexy, vestibulární reflexy atd.) a které jsou určeny přesně vymezeným vztahem mezi aferencí a eferencí. Tyto vzory jsou běžně užívány ve fyzioterapii.

Podle Koláře (Kolář, 1996) je však zcela zásadní, že centrální nervový systém (CNS) disponuje ještě motorickými vzory, které jsou v něm uloženy jako hotové matrice, a jejichž účelem je automatické ovládání polohy těla. Tento centrální program je nadřazen spinální a kmenové úrovni řízení, je druhově specifický a jeho realizace probíhá teprve v průběhu posturální ontogeneze společně se zráním CNS.

Ve vývojové kineziologii je klíčovým obdobím první rok života dítěte. Při správném vývoji během tohoto období dochází k postupnému zrání CNS a uvolňování vrozených motorických vzorů, které představují geneticky determinovanou „stabilizující“ složku volní hybnosti. Tato složka je charakteristická vytvářením rovnovážné ko-aktivity mezi systémem tonickým (převládá v novorozeneckém období) a systémem fázičným, který se do držení těla zapojuje v době uzrání optické orientace. K dokončení vývoje ko-aktivity ve vztahu k první definované opěrné bázi dochází na konci třetího měsíce. V poloze na břiše je to opora o lokty a symfýzu, v poloze na zádech je opora vymezená trapézovým svalem. V rámci těchto vrozených globálních motorických vzorů jsou svaly začleněny do přesně vymezených funkcí, v přesně vymezených koordinacích s ostatními svaly. Tyto vzory definují zcela konkrétní svalové souhry v rámci celého vzoru. Kolář (1996) uvádí, že znalost takovýchto geneticky podmíněných funkčních synergií otevírá nový diagnostický a terapeutický prostor pro metodiky využívající reflexního působení (Kolář, 1996; Valouchová & Kolář, 2009).

Na konci třetího měsíce je dítě schopno napřímit trup a zacentrovat kořenové klouby končetin, což umožní pozdější dosažení optimálního vzpřímeného držení (sed a stoj) a lokomoce (kvadrupedální a bipedální). Tzv. vzor třetího měsíce a jeho kvality jsou rozhodující pro následující motorický vývoj a determinují kvalitu lokomoce jedince během celého jeho života. Lze tedy říci, že optimální postura umožňuje optimální pohyby a lokomoci, což je patrně společný princip většiny terapeutických metod (Vařeka & Dvořák, 1999).

Kolář vychází z práce Vojty, který vysvětloval motorický vývoj dítěte pomocí uvolňování a vyzrávání vrozených motorických vzorů. Tyto geneticky determinované pohybové programy jsou během vývoje postupně zapojovány do motoriky každého jedince. Lokomoční komplexy – reflexní plazení a reflexní otáčení – jsou globální vzory, jež se spontánně během lidské ontogeneze samostatně neobjevují. Přesto různé komponenty těchto koordinačních komplexů existují uložené v centrálním nervovém systému jako předlohy funkce, jsou vrozené a existují v předem připraveném programu u každého člověka, nezávisle na jeho věku. V motorické ontogenezi jsou obsaženy základní složky reflexního pohybu vpřed jako dílčí vzory a projevují se v přesných svalových souhrách. Vojtova práce vychází z předpokladu existence globálních vzorů reflexního plazení a otáčení, jež obsahují svalové souhry, dílčí vzory motorické ontogeneze, které vedou k optimálnímu motorickému vývoji. Tyto dílčí vzory vstupují do motorického vývoje během prvního roku života (Vojta & Peters, 1995).

Vařeka s názorem geneticky daných motorických vzorů nesouhlasí. Do popředí dává naopak vliv motorického učení a nabízí alternativní pohled na původ a povahu motorických vzorů. Ontogenezi lidské motoriky je možno charakterizovat jako získávání schopnosti najít a udržet těžiště a/nebo cíleně měnit jeho polohu v prostoru. To je možné cílenou změnou tuhosti spojení segmentů řízenou svalovou aktivitou a využitím vlivu zevních sil. Centrální nervový systém pak řídí polohu těžiště prostřednictvím koordinované svalové aktivity. Základní principy biomechaniky tak mohou pomoci k pochopení složité problematiky ontogeneze lidské motoriky. Během ontogeneze dochází k vývoji schopnosti koordinované změny držení těla prostřednictvím schopnosti koordinovaně měnit napětí svalstva v zájmu zajištění polohy těla, jeho opory, vzpřimování a lokomoce. Segmenty těla přestávají tvořit jeden celek, postupně vzniká schopnost cíleně řídit svalový tonus a diferencovat tuhost spojení jednotlivých segmentů těla (Vařeka, 2006; Vařeka & Dvořák, 2009).

Celý proces raného vývoje je tedy možné označit jako proces hledání a učení – učení jak se efektivně učit. V Bernsteinově teorii omezování a uvolňování stupňů volnosti se uplatňuje třístupňový model: omezení – uvolnění – selekce. Na počátku učení se novému pohybu jsou stupně volnosti (tzv. „degrees of freedom“) omezeny na periferii na minimum (tzv. „freezing“). Později při postupném zvládnutí pohybu a získávání zkušeností je omezení uvolňováno proximo-distálně a je využíváno vlastností okolí (tzv. „freeing“). Třetím stupněm je selekce, při které je vybrán nejefektivnější způsob řešení (Berthouze & Lungarella, 2004).

Výzkumy z oblasti prenatální motoriky nastiňují, že se zřejmě již během intrauterinního vývoje aktivuje geneticky determinovaný substrát (tzv. „central pattern generators“). Jsou to

sítě míšních interneuronů s vlastní spontánní rytmickou aktivitou. Není jasné, nakolik je jejich funkční aktivita definována geneticky danými anatomicko-hystologickými a prostorovými vztahy a nakolik se „sebeorganizují“ na základě interakcí zpočátku neřízené neuronální aktivity s prostředím (Vařeka, 2006).

Rytmická aktivita těchto sítí interneuronů je transformována do rytmické aktivity svalstva vedoucí k rytmickému chování jako je lokomoce nebo dýchání. Tzv. „central pattern generators“ mohou být řízeny jak descendentně z vyšších center, tak i aferentními informacemi. Samotná rytmická aktivita však pro lokomoci nestačí. Pozorování pacientů s transverzální míšní lézí dalo vzniknout názoru, že existují spinální generátory lokomoce na úrovni dolní hrudní a horní bederní oblasti (Latash, 2008).

Za rozvinutí Bernsteinovy koncepce lze považovat tzv. dynamický systém („Dynamic System Approach“) propagovaný především Thelenovou. Podle této koncepce v mozku neexistují přesné detailní plány a pohybové vzory nevznikají vyžíváním neurálních center anebo „central pattern generators“. Naopak vznikají spontánně „sebeorganizací“ při spolupráci mnoha subsystémů a komponent (např. svalová síla, hmotnost, postura, atd). I v lidské ontogenezi by se tak uplatňoval jev biologické evoluce: když je nějaký systém nebo společenství v dostatečném množství, což nervové buňky nervového systému člověka bezesporu jsou, začne se samo organizovat (Kamm, Thelen, & Jensen, 1990).

2.2 Krokový cyklus

Během přesunu těla do požadovaného místa musí být zajištěno několik různých funkcí při opoře o jednu dolní končetinu: vznik propulsivní síly pro pohyb vpřed, udržování vertikální stability navzdory neustále se měnící postuře a minimalizace úderu paty do podložky. Díky těmto funkcím pak dochází k ušetření energie menšími požadavky na svalovou práci. Stabilita ve vzpřímeném stoji závisí na rovnováze mezi postavením těla a svalovou aktivitou okolo každého kloubu. Sedmdesát procent tělesné váhy spočívá na opěrném aparátu představujícím pouze třicet procent váhy těla. Tělo se nachází za chodidlem stejné dolní končetiny, když dochází k jejímu zatížení. Během stoje na této končetině se tělo přesouvá dopředu před chodidlo. Změna zatížení chodidla vede ke změně požadavků na zajištění stabilního stoje, s čímž se musí řídicí systém a tělo neustále vyrovnávat. Pro udržení rovnováhy během opory o jednu dolní končetinu jsou nezbytné dvě přípravné akce: laterální posun těžiště těla nad chodidlo stejné končetiny a lokální stabilizace kyčelního kloubu zajišťující udržení trupu ve vzpřímeném postavení (Perry, 1992).

Dopad paty na podložku generuje obrovské síly, jež musí být tlumeny. Bezprostřední reakcí na počáteční kontakt paty s podložkou je plantární flexe v hlezenním kloubu. Druhým a největším tzv. „shock-absorbing“ mechanismem je flexe kolenního kloubu. Zatížením jedné dolní končetiny současně dochází k odlehčení druhé, což vede k poklesu pánve na straně nezatížené končetiny. Společně s pávní se lehce nakloní také trup, čímž se zmenší zatížení kyčelního kloubu stejné dolní končetiny. Tento drobný pokles pánve nad odlehčenou dolní končetinou je omezován aktivitou abduktorů kyčelního kloubu kontralaterálně. Také touto svalovou aktivitou je redukován celkový dopad zatížení stejné dolní končetiny (Perry, 1992).

2.2.1 Vykročení

„Každý krok začíná noha jako flexibilní struktura, neznaje, na co v prostředí narazí, a dokončuje jej jako rigidní páka, udržující bilanci těla“ (Dungl, 2005, 81).

K zahájení lokomoce je nezbytné nastavení počáteční postury vzpřímeného stoje a stanovení orientace těla pro účelově řízenou lokomoci. V západním světě je dnes bohužel nejčastější výchozí situací předcházející zahájení lokomoce sed. Opora pro váhu těla je zajištěna regulací svalového tonu, především v extenzorech, tzv. anti-gravitačních svalech. Před samotným zahájením chůze musí být inhibována aktivita posturálních svalů, především v plantárních flexorech, což vede k posunu centra tlaku těla za jeho těžiště, které se přesouvá

vpřed. Centrum tlaku („Centre of Pressure“ – COP) udává vážený průměr všech tlakových sil působících na povrch kontaktní plochy (Patla, 2004).

K provedení kroku musí nezbytně dojít k odlehčení nákročné končetiny a tělo se musí začít přesouvat směrem zamýšleného kroku, což vyžaduje změny v reakčních silách a momentech sil působících na tělo. Charakteristické posuny COP umožní odlehčení jedné dolní končetiny a vytvoří moment reakční síly, který rotuje tělo vpřed, ve směru kroku (Latash, 2008).

Zahájení chůze představuje cílenou destabilizaci stabilní vzpřímené postury. Naopak při ukončení pohybu vpřed musí dojít k zastavení hybnosti a nalezení rovnovážné pozice těla ve vzpřímeném stoji. Tentokrát se naopak přesouvá COP před COM, aby došlo ke zpomalení a přenesení těžiště do stabilní pozice. Zastavení představuje pro udržení rovnováhy větší hrozbu (Patla, 2004).

Před samotným vykročením z klidného stoje, kdy váha těla spočívá na obou dolních končetinách, musí proběhnout tři akce v následujícím pořadí. Nejprve dochází ke krátkému posunu těžiště těla nad jednu dolní končetinu, čímž je tělo nadzvednuto. Tento krok pravděpodobně slouží ke stanovení váhy, která má být držena v rovnováze. Poté je celá váha těla přesunuta laterálně k budoucí stojné končetině. Nakonec se těžiště přesouvá dopředu k místu opory o dolní končetinu, tělo klesá vpřed a kontralaterální dolní končetina prochází švihovou fází (Perry, 1992).

Noha tedy zprostředkovává spojení těla s okolním prostředím a zároveň je jejím prostřednictvím zpětné propriocepce udržován vzpřímený stoj. Stavba nohy zůstává i při zatížení zachována bez svalové práce díky silnému vazivovému aparátu. Měkké tkáně chodidla působí jako viskózně elastický nárazník, jenž distribuuje bodové tlaky skeletu na větší kontaktní plochy s podložkou. Anatomické uspořádání chodidla je klíčem k velké odolnosti k jednotkovému zatížení, které je na noze tolerováno bez vzniku patologie, ačkoliv by v jiných částech lidského těla docházelo ke vzniku nekrózy, a to již při podstatně menším tlaku. Při dopadu paty na podložku vzniká mediální střih, protože noha je na podložku pokládána v lehkém addukčním postavení, výslednice smyku pak směřuje k druhé dolní končetině. Ke změně dochází ve chvíli, kdy noha pevně došlápne na podložku. Dochází k progresivní abdukci v kyčelním kloubu, která způsobuje laterální smyk od střední osy těla. Torzní síly jsou výsledkem rotace končetiny. Při došlapu dochází k vnitřní torzi nohy s maximem v 15 % cyklu chůze, jež plynule přechází do zevní torze s vrcholem kolem 50 % cyklu (Dungl, 2005).

Vařeka a Vařeková (2003) ve svém článku popisují mechanismus odemknutí a uzamčení hlezna během různých fází krokového cyklu. V období postupného zatěžování dolní končetiny je vnitřně rotována holenní kost, pantovým mechanismem mezi kostmi bérce a talem dojde k vnitřní rotaci/addukci talu. Patní kost, jež dopadá na podložku nejprve svým laterálním hrbolem, nemůže vzhledem ke tření o podložku tento pohyb talu následovat, a proto dochází v subtalárním kloubu (skloubení talu a kalkaneu) k everzi/pronaci. Tento pohyb však nemůže v celém rozsahu sledovat předonoží, a proto v Chopartově kloubu (transverzotarzální kloub) probíhá naopak relativní supinace/inverze. Sled těchto událostí vede k odemknutí Chopartova kloubu, jeho minimální stabilitě a maximální volnosti, což umožní optimální přizpůsobení plošky terénu, na který je pokládána.

Ve fázi střední opory probíhá dorzální flexe v hlezenním kloubu, inverze/supinace v subtalárním kloubu, maximum zatížení se přesouvá na laterální stranu metatarzů a odlehčená patní kost je invertována/supinována aktivitou m. triceps surae. Předonoží není opět schopné sledovat zánoží do everze/supinace, a v Chopartově kloubu proto dochází k relativní pronaci/everzi. Takto se noha uzamkne a stabilizuje, stává se z ní rigidní páka, bez níž se nemůže uplatnit lokomoční funkce lýtkových svalů, které tělu poskytují kinetickou energii pro pohyb vpřed (Vařeka & Vařeková, 2003).

2.2.2 Fáze krokového cyklu

Cyklus chůze probíhá v časovém intervalu od počátečního kontaktu paty s podložkou do opětovného kontaktu paty téže dolní končetiny, během kterého udělá člověk celý dvojkrok. Každý jednotlivý cyklus chůze se skládá ze dvou fází – stoj a švih. Fáze stoje začíná prvním dotykem paty s podložkou, končí odtržením prstů a při rychlosti chůze 80 m/min představuje 62 % z celkové doby trvání jednoho krokového cyklu. Švihová fáze probíhá od okamžiku, kdy se noha odtrhne od podložky, dokud se jí znovu nedotkne. Při běžné rychlosti chůze zabírá 38 % z celkové doby krokového cyklu. Fáze stoje a švihu se obě zkracují s rostoucí rychlostí chůze. Při rychlé chůzi se úměrně k prodloužení fáze opory o jednu dolní končetinu zkracují fáze opory o obě končetiny (Perry, 1992).

Názvosloví jednotlivých fází krokového cyklu se liší autor od autora. V současné době se většina autorů kloní k použití univerzálního názvu - počáteční kontakt („initial contact“), pro první fázi krokového cyklu. Dříve používané označení – úder paty („heel strike“), bylo shledáno jako nevyhovující, protože u některých typů patologické chůze se pata podložky jako první nedotkne (např. svalové kontraktury, deformity dolních končetin, neurologická onemocnění periferního i centrálního původu).

Dungl (2005) označuje fázi, kdy je dolní končetina v kontaktu s podložkou a přenáší hmotnost těla, jako statickou (62 % celého krokového cyklu) a fázi, kdy jde dolní končetina vpřed a není v kontaktu s podložkou, jako dynamickou (38 % cyklu).

Véle (2006) uvádí následující fáze krokového cyklu:

- stojná fáze (60 %) – končetina je v kontaktu s podložkou a přenáší hmotnost těla, statická fáze;
- švihová fáze (40 %) – chodidlo bez kontaktu s oporou, veškerá hmotnost přenášena kontralaterální stojnou končetinou, dynamická fáze;
- fáze dvojí opory – odvíjení špičky na stojné noze se kryje s kontaktem paty na švihové noze, obě dolní končetiny jsou současně ve styku s opornou bází, těžiště těla je na nejnižší úrovni, při pomalé chůzi se tato fáze prodlužuje.

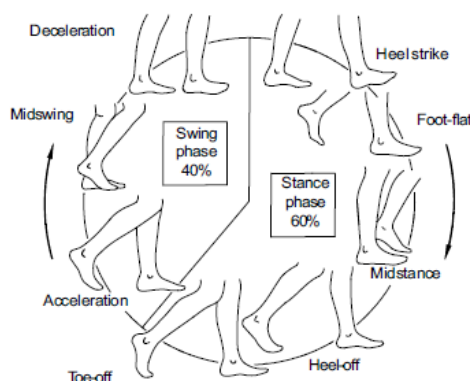
Tradiční dělení krokového cyklu do osmi period, pěti ve fázi opory a tří ve fázi švihu uvádí Vaughan, Davis a O`Connor (1999).

Stojná fáze kroku:

- úder paty – heel strike
- kontakt nohy – foot flat
- střed stojné fáze – midstance
- odvinutí paty – heel off
- odraz palce – toe off

Švihová fáze kroku:

- zrychlení – acceleration
- střed švihové fáze – midswing
- zpomalení – deceleration



Obrázek 5. Fáze krokového cyklu (Vaughan, Davis, & O`Connor, 1999, 11)

Jiné často užívané dělení krokového cyklu opět do pěti kroků ve fázi opory a tří ve fázi švihu je známé jako „Ranchos classification“ podle nemocnice Ranchos Los Amigos v Los Angeles, kde vznikla (Obrázek 6).

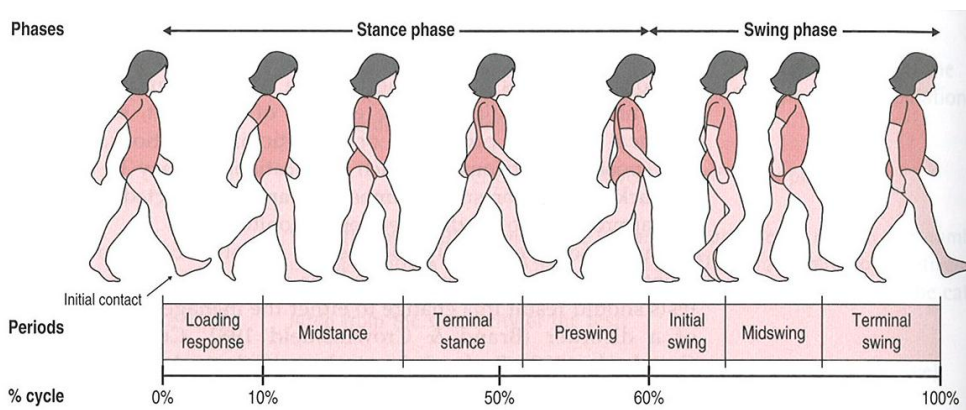
Stojná fáze kroku:

- počáteční kontakt – initial contact, 0-2 %
- reakce na zatížení – loading response, 0-10 %
- střed stojné fáze – midstance, 10-30 %

- konečný stoj – terminal stance, 30-50 %
- předšvihová fáze – preswing phase, 50-60 %

Švihová fáze kroku:

- počáteční švih – initial swing, 60-70 %
- střed švihové fáze – midswing, 70-85 %
- konečný švih – terminal swing, 85-100 %



Obrázek 6. Rozdělení krokového cyklu (Kirtley, 2006, 218)

Kirtley (2006) uvádí také další klasifikaci dle Sutherlanda, která rozlišuje pouze tři periody opěrné fáze: initial double support, single limb stance, second double support, nebo více funkční klasifikaci Winterovu, jež rozděluje krokový cyklus dle jednotlivých úkolů vykonávaných v různých fázích cyklu: weight acceptance (0-10 %), midstance (10-50 %), push-off (50-60 %), lift-off and reach (60-100 %). Poměrně novou klasifikaci vycházející z nedávných prací objasňujících hlavní úkoly fází cyklu uvádí ve své knize sám Kirtley (2006). Autor definuje tři zásadní funkce podle úloh, které jsou během krokového cyklu plněny: loading, support/progression, propulsion/swing. Výhodou takového dělení je poměrně snadná identifikace jednotlivých funkcí, protože jsou ohraničeny čtyřmi jasnými intervaly: initial double support, single limb support, terminal double support a swing phase.

Perry (1992) rozděluje stojnou fázi kroku na tři intervaly podle stěžejních úkolů, které jsou během nich plněny. Každý interval je dále rozdělen na několik fází sloužících určité funkci či úkolu. První funkcí je akceptace váhy – nejnáročnější úkol v krokovém cyklu. Musí při něm dojít ke ztlumení nárazu při úderu patou do podložky a zastabilizování stojné končetiny při zachování postupu vpřed. K těmto dějům dochází během fáze počátečního kontaktu a reakce na zatížení. Fáze počátečního kontaktu zahrnuje moment, při kterém se noha právě dotkne podložky, dále pokračuje fáze reakce na zátěž, dokud se kontralaterální

končetina neodlepí od podložky. Od chvíle odtržení prstů švihové dolní končetiny od země do opětovného kontaktu paty této končetiny s podložkou představuje oporu těla kontakt pouze jednoho chodidla s podložkou. Tato funkce musí být zajištěna během střední stojné fáze a fáze konečného stoje, během kterých dochází k přesunu zatížení od paty dopředu skrze předonoží. Fáze konečného stoje končí úderem druhého chodidla do podložky (Perry, 1992).

Kvalita absorbce nárazu a přizpůsobení chodidla nerovnostem povrchu závisí na kvalitě měkkých tkání a tukového polštáře v oblasti paty, na schopnosti excentrické kontrakce dorzálních flexorů hlezna a možnosti pronace v subtalárním kloubu, jež odemyká transversotarzální skloubení (Kirtley, 2006).

Pohybu končetiny vpřed předchází nastavení adekvátní postury zajišťující dostatek stability pro švih volnou dolní končetinou. Během letu se dolní končetina nastavuje pro další zatížení ve stoji. Vše probíhá ve čtyřech fázích krokového cyklu: předšvihová fáze, počáteční švih, střed švihové fáze a konečný švih. Předšvihová fáze je součástí fáze opory a končí ve chvíli, kdy se odlepí oporná končetina od podložky. Tímto momentem začíná švihová fáze krokového cyklu. Jako fáze počátečního švihu se označuje doba mezi odtrhnutím končetiny od podložky a momentem, kdy se tato končetina dostane na úroveň končetiny stojné. Od tohoto bodu pokračuje střed švihové fáze, dokud se tibie letící vpřed nedostane do vertikálního postavení. Poslední fáze, konečný švih, končí ve chvíli, kdy se letící noha dotkne podložky (Perry, 1992).

Při bipedálním způsobu lokomoce je nutné zajistit tři požadavky. Prvním je volnost švihové končetiny, protože při jakémkoliv šoupání chodidla po podložce během fáze švihu vede k enormnímu plýtvání energií. Tento požadavek zajišťuje aktivita abduktorů kyčelního kloubu na stojné končetině, jež zabraňuje nadměrnému poklesnutí pánve na nepodepřené straně. Pokud je toto zajištěno, následuje švih vpřed volnou dolní končetinou, který zajišťuje akcelerační aktivita flexorů kyčelního kloubu. Letící končetina je také mírně tažena do abdukce, aby nedošlo k překřížení až na stranu opěrné dolní končetiny, což zajišťuje malá svalová kontrakce m. gluteus medius této končetiny. Třetím elementem je pohyb trupu vpřed přes talus, zatímco se bérce pohybuje před kotník. Zde je důležitá aktivita m. triceps surae jako plantárního flexoru na konci opěrné fáze (Patrick & Van Niekerk, 2004).

V 7 % krokového cyklu dosáhne chodidlo plného kontaktu s podložkou, iniciální dorzální flexe v hleznu rychle přechází do flexe plantární a centrum maximální zátěže se přesouvá vpřed směrem k hlavici prvního metatarzu. Ve středu stojné fáze jsou kyčelní a kolenní kloub extendovány a v kontaktu s podložkou je celá ploska. Vertikální zatížení nohy roste na 120 % tělesné hmotnosti a v hlezenním kloubu dochází k progresivní dorzální flexi.

Statické a dynamické síly zatěžující nohu odpovídají hmotnosti těla a reakci na svalovou kontrakci nutnou k udržení rovnováhy, pohybu a přizpůsobení se charakteru podložky. Klíčovou úlohu přitom má talus, který je příjemcem, přenašečem a distributorem těchto sil (Dungl, 2005).

Během opory o jednu dolní končetinu generují plantární flexory hlezna obrovský silový moment, který udrží vektor reakční síly podložky před kolenem, čímž zabrání jeho kolapsu do flexe. Tento mechanismus bývá označován za tzv. „plantar flexor – knee extensor couple“ (Kirtley, 2006).

Doba mezi počátkem odvíjení paty a konečným odtržením prstů od podložky tvoří 47 % stojné fáze. Při odrazu se od podložky zvedají prsty v pořadí: pátý, čtvrtý, třetí, druhý. Nakonec přichází na řadu dorzální flexe v prvním metatarzofalangeálním skloubení a odtržení palce od podložky. Přitom dochází k napínání plantární aponeurózy přes hlavičku prvního metatarzu, což vede ke zkrácení vzdálenosti mezi palcem a patou a zvýšení podélné klenby nožní. Zvýšené napětí plantární aponeurózy napomáhá invertovat/supinovat zánoží a zamykat tak Chopartův kloub. Nedostatečný rozsah pohybu v prvním metatarzofalangeálním kloubu limituje fázi odrazu, bývá proto nazýván halux limitus (Kirtley, 2006).

Ve fázi konečného stoje tělo padá dopředu před chodidlo, pata se zdvihá od země velice silnou kontrakcí mm. gastrocnemii, čímž dochází k flexi kolenního kloubu. Jakousi přestupní stanicí je fáze předšvihová odehrávající se v 50-60 % krokového cyklu. Stojná dolní končetina je odlehčována a připravuje se na švihovou fázi. Flexory kyčelního kloubu se silně aktivují, aby mohly zvednout dolní končetinu vpřed (Patrick & Van Niekerk, 2004).

Pohon pro švihovou fázi je generován koncentrickou aktivitou plantárních flexorů pro odraz od země a flexorů kyčelního kloubu, jež vytahují dolní končetinu směrem vzhůru a vpřed. Trajektorii letící dolní končetiny kontrolují svou excentrickou aktivitou flexory kolenního kloubu a z extenzorů především m. rectus femoris (Kirtley, 2006).

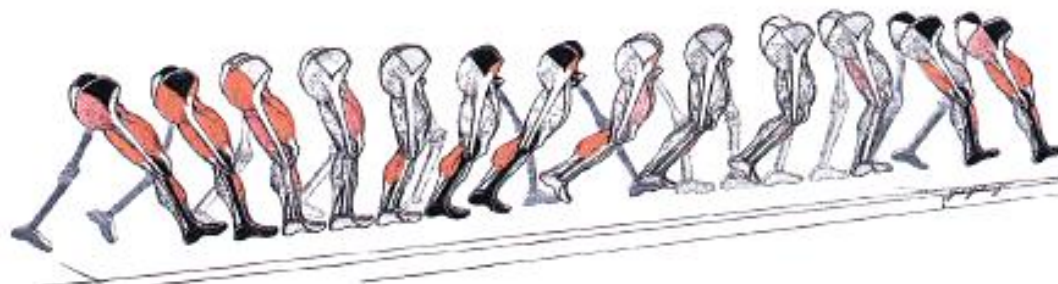
2.2.3 Aktivita svalstva dolních končetin při chůzi

U dlouhonohých tvorů, tedy také u člověka, pomáhá redukovat energetické požadavky pro chůzi relativní rozložení hmotnosti. Velké svalové masy jsou koncentrovány do oblastí proximálních kloubů kvůli redukci setrvačnosti volných končetin a snížení energetických požadavků pro pohyb. Elasticita různých měkkých tkání v jedné fázi pohybu poskytuje skladovací kapacitu, jež může být v druhé fázi využita (Patla, 2004).

Většina svalů dolních končetin je aktivována na začátku a na konci švihové fáze krokového cyklu, zatímco ve středu stojné fáze je jejich aktivita minimální. Hlavní funkcí

svalstva dolních končetin je tedy zrychlovat a zpomalovat končetinu ve fázi švihu. Extenzory kyčelního kloubu jsou aktivní pouze na počátku zatěžování dolní končetiny. Poté relaxují a extenze v kyčli probíhá pasivně díky aktivitě m. quadriceps femoris a svalů v oblasti kotníku. Extenzory kolenního kloubu vykazují největší aktivaci pouze při reakci končetiny na zatížení a zpočátku středu stojné fáze, dokud je vektor za osou kolenního kloubu. Poté relaxují a extenze je dokončena díky účinku pohybové energie. Neustálou svalovou aktivitu od fáze reakce na zatížení po předšvihovou fázi vyžaduje pouze distální část dolní končetiny.

Počáteční aktivita v předšvihové fázi závisí na zbytkové síle z deaktivovaných plantárních flexorů. Ve fázi počátečního švihu kombinace flexe v kyčelním kloubu a nepohyblivosti tibie zajistí 60° flexe v kolenním kloubu s minimální aktivitou svalů. Ve středu švihové fáze je kolenní kloub extendován pasivně, švihem. Pouze ve fázi konečného švihu je přítomna dynamická aktivita extenzorů kyčelního a kolenního kloubu a dorzálních flexorů kloubu hlezenního, nutná k rychlé a bezchybné přípravě nohy na přijetí zátěže (Boakes & Rab, 2006; Perry, 1992).



Obrázek 7. Aktivita hlavních svalových skupin dolních končetin během krokového cyklu (Boakes & Rab, 2006, 116)

2.3 Motorická kontrola při chůzi

Chůze je značně flexibilní druh lokomoce a její řízení je závislé na dokonalém informačním systému z periferie. Přizpůsobivost terénu, zevním vlivům, ale i vnitřním dějům v těle, je bazální podmínkou plynulého pohybu v prostoru. Automatický výběr a zahájení rozličných lokomočních modelů je založen na percepčních vjemech přicházejících do centrálního nervového systému. Chůze může být řízena na různých úrovních nervového systému. Do mimovolních chůzových automatismů je člověk schopen zasahovat volní kontrolou, např. měnit styl chůze a napodobovat jiného člověka. Globální pohybové programy, ať již geneticky determinované nebo naučené, jsou u každého člověka stejné. Nejsou však neměnné, ale variabilně se mění dle aktuální sensorické zpětné vazby, tzv. „feedback“ (Rosenbaum, 1991).

2.3.1 Základní principy řízení motoriky

Řízení pohybu představuje neustálý proud informací z centra na periferii a naopak, hlášení o vzniklých odchylkách a jejich vyrovnávání prostřednictvím zpětné vazby. Tento proces lze popsat tak, že výsledek nějaké činnosti zpětně ovlivňuje tuto činnost. Změna určité funkce je podnětem pro úpravu činnosti mechanismu, jež tuto funkci řídí. Základní regulační okruh existuje na úrovni míšni – spinální motorický okruh (Ambler, 2006).

Pro zahájení lokomoce je nutné nastavit adekvátní výchozí posturu těla, která není jen na začátku a na konci každého cíleného pohybu, ale také jeho součástí a základní podmínkou. Zde je významná tzv. atituda – postura nastavená přesně tak, aby bylo možné provést konkrétní plánovaný pohyb (Vařeka, 2002).

Základním požadavkem je také schopnost zahájit a ukončit lokomoci kdykoliv je třeba. Musí být zajištěna koordinovaná rytmická aktivace svalů končetin a trupu k pohánění těla zamýšleným směrem. Při pohybu prostorem je nutné udržovat dynamickou stabilitu pohybujícího se těla a současně působit proti gravitační síle a dalším předpokládaným či neočekávaným silám. Dále je nutné přizpůsobovat lokomoční vzory rozličným terénům a změnám směru pohybu, aby bylo možné vyhnout se překážkám, nebo vybrat správné umístění chodidla pro stabilní oporu. To vše je řídicí systém nucen zabezpečit, i když nemá o nástrahách z počátku žádné, ani vizuální, informace. Vše je nutné řídit tak, aby byla zajištěna co nejmenší spotřeba a maximalizována vzdálenost před zastavením pro doplnění živin. Poslední podmínkou je zajištění strukturální stability lokomočního aparátu, aby bylo zabráněno poškozování během permanentního zatěžování v průběhu života (Patla, 2004).

Aktivita motorického systému se projevuje činností svalů, které zajišťují vzpřímenou polohu těla, umožňují pohyby nutné ke změně místa, získání potravy, rozmnožování i práci. Motorický systém generuje dva základní typy pohybů. Volní, cílená motorika a reflexní, jež zahrnuje briskní, stereotypní a mimovolní odpovědi vyvolané stimulem. Na řízení motoriky se podílí prakticky všechny etáže centrálního nervového systému a stěžejní roli hraje regulace svalového napětí (Ambler, 2006).

Základním elementem motorického řízení je motorická jednotka, již tvoří jedna nervová buňka – neuron, a různý počet svalových vláken. Ve svalech zajišťujících vzpřímenou posturu a lokomoci připadají na jeden neuron stovky svalových vláken. Tam, kde je třeba precizní, diferencovaný pohyb, tvoří motorickou jednotku jen pár svalových vláken. Volní kontrolou nelze aktivovat pouze jednu motorickou jednotku, ale vždy několik. Samostatná aktivace motorické jednotky je možná pouze přes automatický systém zpětné kontroly (Rosenbaum, 1991).

Řízení svalové aktivity je uskutečňováno na nervosvalové ploténce, kde dojde po příchodu impulsu (akčního potenciálu) k uvolnění acetylcholinu a následnému uvolnění vápníku ze sarkoplasmatického retikula. Vápník se spojuje s proteinem troponin-tropomyosinem, což způsobí vznik můstků mezi vlákny myosinu a aktinu, jež se do sebe mohou zasunout a zkrátit tak délku intrafuzálních svalových vláken. Svalová síla vzniká sumací sil generovaných smrštěním jednotlivých svalových vláken, jež reagují podle pravidla „vše nebo nic“. Zvyšování síly svalu se realizuje prostřednictvím nábory většího počtu motorických jednotek (prostorová sumace) a zrychlením nábory (časová sumace). Nejmenší svalová vlákna mají nejnižší práh dráždivosti, a proto jsou vždy rekrutována jako první (Kirtley, 2006).

Nedávné výzkumy potvrzují existenci geneticky determinovaného substrátu, tzv. „central pattern generators“. Jsou to sítě míšních interneuronů s vlastní spontánní rytmickou aktivitou. Tito původci centrálních modelů by mohli zajišťovat základní krokový rytmus, který je ovšem zpětnovazebně modifikovatelný podle biomechanických souvislostí. Pravděpodobně díky aferentní zpětné vazbě je člověk například schopen chůze na běžícím páse, na kterém je nucen pohybovat pravou dolní končetinou až čtyřikrát rychleji než levou. Vše je nakonec modifikovatelné lidskou vůlí, například synchronizace kadence chůze podle rytmické hudby nebo přizpůsobení délky kroků namalovaným čarám na zemi (Kirtley, 2006).

Dobkin (2006) uvádí existenci těchto sítí interneuronů účastnících se na flexi a extenzi dolních končetin v bederní míše. Tento systém je zřejmě během chůze řízen pomocí kožních a tlakových receptorů chodidla a propioceptivních informací z kloubů, především kyčelních.

Zdá se pravděpodobné, že síť spinálních motoneuronů a interneuronů podílejících se na řízení pohybu, byla u člověka zachována společně s jinou formou spinální organizace, která zvyšuje flexibilitu supraspinálních oblastí k řízení pohybu dolních končetin.

Jako hlavní principy řízení motoriky na spinální úrovni uvádí Ambler (2006) reciproční inervaci (opačný účinek na motoneurony svalů s opačnou funkcí), zápornou zpětnou vazbu (zabránění nadměrné aktivaci neuronů), princip převahy vyšších oddílů CNS a princip konečné společné dráhy.

Chůze je výsledkem složitého regulačního mechanismu, do kterého je současně zapojena mícha, mozkový kmen, mozeček, bazální ganglia, thalamus a mozková kůra. Regulační okruhy mozečku a bazálních ganglií mají v řízení chůze mimořádný význam. Zpětnovazebně je centrální systém informován prakticky ze všech proprioreceptorů a exteroceptorů pohybového aparátu. Aktivovány jsou také interoreceptory, např. receptory podílející se na regulaci dechu. Tím je zajištěno, že každý pohyb dolní končetinou vyvolá okamžitou reakci ve stabilizačním svalstvu osového orgánu (Valouchová & Kolář, 2009).

Prostředníkem mezi dráždivými signály z vyšších oblastí centrálního nervového systému a spinálními generátory je retikulo-spinální systém. Mícha hraje důležitou roli v řízení lokomoce, může zajišťovat kromě svalové souhry na jedné končetině také přiměřenou koordinaci mezi končetinami. Předem zorganizované vzory rytmické aktivity v míše usnadňují řízení lokomoce nastavováním různých stupňů volnosti segmentů těla. Je pravděpodobné, že tentýž spinální systém může být změněn na základě supraspinálního vstupu a využit v odlišné formě lokomoce (Patla, 2004).

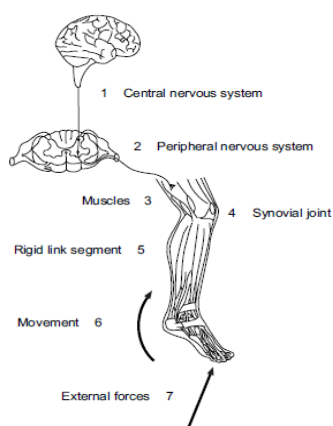
Programování pohybů v supraspinálních centrech v sobě zahrnuje přeměnu idey do struktury svalové činnosti, která je nezbytná pro chůzi. Nervový výstup z tohoto supraspinálního přednastavení je jako centrální lokomoční příkaz předán dále do mozkového kmene a míchy. Provedení tohoto příkazu zahrnuje dvě složky: aktivace nižších nervových center, které následně nastaví sekvenci svalové aktivace, a senzoričká zpětná vazba z receptorů ve svalech a kloubech, podle níž se pohyby dále upravují. Při svalové aktivaci vzniká napětí, jež generuje síly přes synoviální klouby. Tyto síly a momenty sil způsobí, že se pevné kosterní segmenty pohybují a působí silami na vnější prostředí (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999).

Celý proces, založený na příčině a následku, tedy začíná nervovým impulsem v centrálním nervovém systému a končí generováním reakčních sil země. Sled událostí nutných pro existenci chůze může být popsán následovně:

1) registrace a aktivace příkazu k chůzi v centrálním nervovém systému;

- 2) přenos signálů do periferního nervového systému;
- 3) kontrakce svalů, které vyvíjejí napětí;
- 4) vznik sil působících na synoviální klouby;
- 5) regulace těchto sil a momentů sil vznikajících v oblastech kloubů rigidními segmenty těla na základě jejich antropometrie;
- 6) přemístění segmentů způsobem, jenž je považován za funkční chůzi;
- 7) generace reakčních sil země.

Těchto sedm článků v řetězci událostí tvoří určitý model pohybu označovaný jako lidská chůze (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999).



Obrázek 8. Sedm článků modelu lidské chůze (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999, 2)

2.3.2 Centrální regulační okruhy

Každá svalová kontrakce začíná s excitací centrálního motoneuronu v motorické kůře. Rozlišujeme primární motorickou korovou oblast, kde největší plochu zauímají neurony řídící svaly obličeje a ruky, premotorickou korovou oblast, která se primárně podílí na přípravě posturálních svalů pro následný pohyb a také na výběru trajektorie pohybu. Suplementární (sekundární) motorická kůra má za úkol plánování rozsáhlých pohybových sekvencí a parietální motorická kůra je rozhodující pro prostorovou orientaci (Rosenbaum, 1991).

Z primárního a suplementárního motorického kortexu sestupuje kortikospinální dráha, jíž se šíří nervové impulsy k synapsím s interneurony na rozhraní předních a zadních rohů míšních a periferními motoneurony v předních rozích míšních na úrovni nervového kořenu (Ambler, 2006).

Mezi regulační okruhy zabezpečující koordinaci pohybů, rovnováhu a svalový tonus patří mozeček (cerebellum). Tato část centrálního nervového systému je zodpovědná za

adekvátní svalový tonus, svalovou koordinaci, načasování svalové aktivity, tzv. timing. Mozeček srovnává aktuální stav každé části těla se stavem, jež je zamýšlen, má schopnost tzv. extrapolace – propočítává dráhu pohybu a provádí její případnou korekci. Cerebellum se tedy podílí na programování i zpětnovazebné regulaci pohybu současně. Tato korigující činnost je nezbytná pro plynulé, cílené a přiměřené vykonávání všech úmyslných pohybů. Poruchy chůze způsobuje ztráta či omezení funkce některého z regulačních okruhů. Poruchy mozečku se projevují koordinačním deficitem v oblasti rovnováhy (ataxie), řeči (dysartrie), přesnosti (hypermetrie) a cílenosti pohybů (intenční třes). Mozeček hraje také důležitou roli v motorickém učení, během vývoje koordinace končetin a zrakově motorické anticipace (Ambler, 2006; Patla, 2004).

Součástí centrálních regulačních motorických okruhů je také systém extrapyramidální, jehož hlavní část tvoří bazální ganglia (nucleus caudatus, nucleus lentiformis et subthalamicus Luysi). Hlavní funkcí tohoto systému je regulace svalového tonu (především inhibice) a zabezpečení základních posturálních a hybných mechanismů a pohybových automatismů. Dále se podílí na zahájení pohybů a modulaci jejich rozsahů (Ambler, 2006).

Hlavní motorické dráhy podílející se na fázické modulaci spinálního systému jsou vestibulo-spinální trakt, rubro-spinální trakt, retikulo-spinální trakt, tekto-spinální trakt, kortiko-spinální trakt. Aktivita těchto drah se rytmicky mění podle specifických fází krokového cyklu. Retikulo-spinální a rubro-spinální dráhy jsou aktivní během švihové fáze, naopak vestibulo-spinální dráha při stojné fázi krokového cyklu (Patla, 2004).

2.3.3 Aferentní informace

Každý pohyb vychyluje tělo z rovnováhy. Pro kompenzaci těchto výchylek je nezbytná jakási předcházející, dopředná kontrola (tzv. „feed-forward“). Nejvýznamnějším prostředkem zajištění stability je aktivní předcházení výchytkám, které umožňuje především zrakový systém, díky němuž jsou řídicí centra informována se značným předstihem. Pro mobilitu jsou zásadní tři senzory – kinestetický, vestibulární a vizuální, přičemž zrak hraje u člověka nejdůležitější roli při provádění pohybů (Patla, 2004).

Informace o poloze tělesných segmentů, tzv. polohocit, má zásadní význam při neočekávaných nástrahách a výchytkách z rovnováhy. Pomocí velice rychlé zpětné vazby prostřednictvím reflexů mohou být zkorigovány chyby a úspěšně využity adaptační strategie. Předpověď prostorové lokalizace chodidla získaná díky kinestetickému aparátu tak může být využita ke zvolení náhradního místa došlapu chodidla a vyhnutí se výmolu či kaluži (Patla, 2004).

Zrak umožňuje zvolit a provést takový úhybný manévr ještě před tím, než dojde k potenciální výchylce. Tyto úhybné strategie v sobě zahrnují výběr alternativního umístění chodidla pomocí úpravy délky a šířky kroku, zvýšení vzdálenosti chodidla od podložky, změny směru lokomoce a zastavení. Výsledkem je udržení dynamické rovnováhy pohybujícího se těla. Některé práce dokazují, že pokud je umístění chodidla vynucené, prodlouží se vizuální průzkum prostředí (Patla, 2004).

2.3.4 Pozornost a paměť

Woollacott a Shumway-Cook (2002) definují pozornost jako individuální kapacitu pro zpracování informací. Posturální kontrola, tedy řízení pozice těla v prostoru za účelem udržení rovnováhy a určité orientace, byla považována za automatický, reflexní děj. Pozdější výzkumy však naznačují, že v posturálním řízení hraje významnou roli právě pozornost. Tento požadavek se mění podle náročnosti posturálních úkolů, věku a úrovně individuálních balančních schopností. Ve výzkumech zabývajících se významem pozornosti se využívá příkladů dvojího úkolu (tzv. „dual task paradigm“), v nichž je během primárního úkolu (řízení postury ve stoji či při chůzi) současně vykonáván úkol sekundární (např. zapamatování čísel či předmětů, rozepínání/zapínání knoflíku u kabátu nebo vyloučení zrakové kontroly). Z těchto výzkumů vyplývá, že se nároky na udržení pozornosti mění v závislosti na složitosti úkolu a typu sekundární úlohy.

Percepce a paměť jsou společně využívány k navigaci. Adaptivní řízení pohybu celého těla ve známém i nepředvídatelném prostředí závisí na vnímání a paměti stejně, jako na motorické kontrole. Percepce je potřebná k určení vlastností prostředí, ve kterém se tělo pohybuje. Paměť je nutná k určení místa, kde se tělo nachází, a zvážení možností, které okolní objekty a terén dovolují pro manévrování (Rosenbaum, 1991; Woollacott & Shumway-Cook, 2002).

2.4 Lateralita při chůzi

Stranová asymetrie zapojení párových orgánů a struktur těla do různých funkcí je dnes dobře známá, v klinické praxi však často mylně interpretovaná či dokonce opomíjená. V současné době jsou mnoha výzkumníky a klinickými lékaři jakékoliv projevy nesouměrnosti považovány za známky poškození struktury či funkce a cíleně vyhledávány a zdůrazňovány, protože se velmi obtížně hledá hranice mezi patologií a projevem laterální asymetrie (Vařeka, 2001).

Vaverka (2005) definuje lateralitu jako náklonnost k jedné straně, tendenci volní motoriky užívat přednostně orgány (ruku, nohu, oko, ucho) jedné strany. Takovéto přednostní užívání vede ke zdokonalení a zefektivnění lidského pohybu. Stranová lateralita je velice významný faktor ovlivňující kvalitu pohybu, zvláštní význam má u sportů, kde je pohyb horních a dolních končetin klíčový (volejbal, tenis, házená).

Lateralita je často chápána jen jako kvalitativní (resp. alternativní) znak se dvěma možnostmi - pravák nebo levák. Při podrobnějším zkoumání je však zřejmé, že toto třídění je velmi hrubé. Lateralita má pro funkci pohybového systému naopak zásadní význam. Obrovský zájem o lateralitu vyvolal v minulém století objev asymetrického zapojení mozkových hemisfér do různých funkcí. Lateralizace funkcí byla prokázána nejen pro horní končetiny, kde je nejzřetelnější, ale uplatňuje se i při funkci nohou, očí, uší nebo například v mimice (Vařeka, 2001).

Možnost zkoumat lateralizaci mozkových hemisfér se otevřela s vývojem přesnějších zobrazovacích technik. Studie zkoumající pohyb prstů jedné ruky u praváků ukazují asymetrickou aktivitu v primární motorické kůře i subkortikálních oblastech. Kapreli et al. (2010) zkoumali pomocí funkční magnetické rezonance aktivitu motorických oblastí při opakovaných pohybech jedné končetiny do flexe a extenze v kolenu a kotníku u zdravých probandů s dominantní pravou dolní končetinou. Při pohybu v nedominantních kloubech byla zaznamenána aktivita více bilaterální než při pohybu v kloubech dominantní končetiny. Kapreli et al. také porovnávali míru lateralizace mozkové aktivity při pohybech dolními končetinami a prsty rukou. Při pohybu prstů horních končetin byl prokázán mnohem více lateralizovaný model aktivace v porovnání s klouby dolních končetin, což naznačuje rozdílnou funkční specializaci mozkových hemisfér. Zvláštností je přítomnost méně lateralizovaných modelů aktivace při pohybech dominantní i nedominantní horní končetinou u levorukých jedinců.

Drtivá většina populace všech současných i dřívějších známých civilizací je a byla pravoruká. Výskyt levorukosti v populaci je uváděn v rozmezí 1-5 %. Více ambidextrů (ambidextrie – stejnopravost, resp. zručnost, rovnocennost obou končetin) a leváků je mezi dětmi a muži, výrazně vyšší je jejich výskyt mezi sportovci. Vzhledem k nemalému vlivu pravoruké společnosti se objevují názory, že stranová asymetrie dolních končetin je vhodnějším ukazatelem lateralizace mozkových hemisfér než asymetrie horních končetin. Horní a dolní končetiny nemusejí být nutně dominantní, resp. preferované na stejné straně, v takovém případě hovoříme o tzv. zkřížené lateralitě. V průběhu evoluce měl zásadní vliv rozvoj řečových funkcí na možnost předávání informací, organizaci a vývoj lidské společnosti, stejně jako na vývoj laterality. Vařeka (2001) uvádí často diskutovanou teorii Annetové, podle které existuje gen, jehož alela je schopná v určité fázi vývoje mozku lehce „poškodit“ pravou hemisféru, což zvýhodňuje levou hemisféru ve funkci a vede ke konstituci řečového centra v levé hemisféře. Jedinci bez přítomnosti této alely nemají tendenci k pravostrannosti (dextrii) a ztrácejí výhodu konstituce řečového centra v levé hemisféře (Kapreli et al., 2010; Vařeka, 2001).

Mozkové hemisféry jsou asymetrické. Tato nerovnocennost však tkví v asymetrickém rozložení dílčích centrálních mechanismů motoriky, sensoriky a řeči, nikoliv v nadřazenosti jedné hemisféry nad druhou. Experimentálně bylo zjištěno, že hemisféra považovaná za subdominantní má vedoucí úlohu v prostorové či směrové orientaci nebo při rozpoznávání hudebních témat a vytváření neverbálních představ. Také umístění řečového centra není jednoznačné. V levé hemisféře totiž nemají situované řečové centrum pouze všichni praváci, ale i většina leváků (Měkota, 1984).

Postnatální vývoj laterality probíhá v souvislosti s celkovým motorickým vývojem, stabilizuje se postupně. Ve vývojové kineziologii je popisován zásadní rozdíl mezi tzv. prvotní, neřízenou či spontánní asymetrií, jež je dána neschopností novorozence zpevnit a napřímít osový orgán a zajistit tak optimální držení segmentů těla vůči zevnímu prostředí pro cílené pohyby. A tzv. druhotnou (řízenou, organizovanou) asymetrií, která se objevuje v době, kdy je již dítě schopno napřímít a zpevnit trup, což mu umožňuje provádět cílené, motivované pohyby vycházející z konkrétní asymetrické atitudy. Jako atituda je označováno aktivní nastavení segmentů těla tak, aby umožnilo zahájení a provedení cíleného pohybu. Tato atituda je již v naprosté většině případů asymetrická. Jakmile řídicí systém zjistí výhodnější způsob stranového rozdělení funkcí, začne jej opakovaně využívat a fixovat. Stranové rozdíly se nadále zvětšují a zvýrazňuje se také strukturální asymetrie (Vařeka, 2001).

Symetrie či asymetrie dolních končetin při chůzi a možný vliv laterality na chůzi jsou běžně rozšířené a diskutabilní otázky. Souměrnou chůzi lze definovat jako perfektní soulad mezi akcemi, jež dolní končetiny během chůze vykonávají. V mnoha studiích je tento termín používán v případě, že nejsou zaznamenány žádné statisticky významné rozdíly mezi oboustranně měřenými údaji při chůzi. Společnou myšlenkou v rozdílných definicích je užití výrazu symetrie chůze v případě, že se obě dolní končetiny chovají identicky (Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000).

K provedení optimálního pohybu je nutné zaujmout a udržet optimální posturu, což je klíčovou součástí všech motorických programů. Při zajištění vzpřímeného stoje a bipedální lokomoce má významnou úlohu funkce dolních končetin. Postura, tedy aktivní držení segmentů proti působení zevních sil, je neoddělitelnou součástí veškerých motorických aktivit včetně lokomoce. Opakovaně bylo ověřeno rozdílné zatěžování ve stoji i rozdílná funkce dolních končetin při lokomoci. U jedné dolní končetiny převažuje funkce stabilizační, u druhé naopak dynamická (Vařeka, 2001).

Základní podmínkou optimálního provedení pohybu je zajištění optimální postury. Bez optimální funkce stejné dolní končetiny není možné provést optimální pohyb volnou dolní končetinou. Pokud je např. pravá dolní končetina při vykonávání určitého pohybu dominantní (ve smyslu lepšího výkonu), pak je to dáno i lepší posturou (resp. atitudou), kterou zajistí stejná levá dolní končetina, jež je vlastně dominantní z hlediska zajištění kvalitní opory. V případě horních končetin bývá obvykle preferována pravá horní končetina pro obratnostní a dynamické činnosti, zatímco levá vykonává statické funkce (např. přidržování). V této souvislosti nelze hovořit o více či méně důležité končetině nebo funkci. Bez zajištění kvalitní opory není možné provést kvalitní pohyb. Přesto se neustále v terminologii používá výrazu dominantní ve smyslu lepší dynamické schopnosti, výkonu a obratnosti (Vařeka, 2001).

2.4.1 Laterální preference a laterální dominance

Laterality podle Měkoty (1984) představuje vývojovou stranovou asymetrii, která se projevuje upřednostňováním nebo převahou jednoho z párových orgánů. Laterální preference je patrná při volbě a přednostním (nikoli výhradním) užívání pravé nebo levé končetiny při složitější činnosti. Naproti tomu laterální dominance se projevuje převládnutím činnosti jedné (dominantní) strany při současném vykonávání různých činností. Dominance se také projevuje ve stranově odlišné výkonnosti, čehož se využívá při diagnostice laterality. Mezi hlavní formy projevu laterality patří rukovost, nohovost, zrakovost, točivost, dále také zatáčivost či směrovost lokomoce (Měkota, 1984).

Preferovaná dolní končetina je ta, kterou člověk upřednostňuje při provádění složitějších a koordinačně náročnějších činností. Této končetině také více důvěřuje, proto ji použije v sebeobraně či při agresi. Dominantní dolní končetina je obratnější, a proto ji klade jako první na zvýšenou plochu, při klouzání ji umisťuje vpředu, při nízkém atletickém startu naopak vzadu. Na nepreferované (stojné) končetině zpravidla spočívá větší část hmotnosti těla, proto bývá silnější a často také objemnější. Větší síla se promítá nestejnou délkou kroků při chůzi a běhu. Delší kroky pravou dolní končetinou (levá je stojná, odrazová) se považují za indikaci dextrie. Procento levonohých, stejně tak i levozrakých, je v populaci větší než procento levorukých, neboť je lateralita horních končetin vystavena v pravoruké společnosti daleko většímu výchovnému tlaku (Měkota, 1984).

2.4.2 Testování lateralit dolních končetin

Vyšetření používaná ke stanovení lateralit jsou závislá na typu a druhu lateralit, které jsou zkoumány. Preference je stanovována pomocí dotazníků, pozorování při spontánní aktivitě nebo jednoduchých cílených testů. Dominance je stanovována pomocí testů různé obtížnosti, složitosti a sofistikovanosti, zaměřených na rozdílnou výkonnost párových orgánů při testu. Ke kvantifikaci míry lateralit jsou vypočítávány tzv. indexy lateralit (resp. symetrie) nebo kvocienty pravorukosti / levorukosti (Vařeka, 2001).

Testováním lateralit končetin (převážně však horních) se zabýval nespočet autorů, avšak vypracované metody poskytují převážně kvalitativní obraz o lateralitě. Zháněl a Vaverka (1990) navrhuje testovat lateralitu dolních končetin pomocí tzv. tapping testu vsedě, který spočívá v měření úderů přední části nohy na ozvučenou plochu při opřené patě o podložku. Jejich výsledky poukazují na známý jev, že pokud je nevyhraněný jedinec postaven před nutnost volby, zvolí obvykle končetinu pravou.

Úskalím je také volba rozmezí hodnot tzv. indexu lateralit (IL), který je stanoven jako poměr skóre nějaké činnosti (zde tapping) provedené pravou končetinou ku levé končetině. Okolo hodnoty $IL = 1$ je nutné stanovit rozmezí, do kterého se zařadí nevyhranění jedinci, tzv. ambidextři. Ani po dvaceti letech stále není jednota ve stanovení norem, dle kterých by se probandi zařadili do vyhraněných skupin z hlediska lateralit (Zháněl & Vaverka, 1990).

2.5 Metody detekce chůze

Lidská chůze je jednou z nejdůležitějších pohybových aktivit přitahující pozornost v oblasti výzkumu stejně jako v klinické praxi. Klinické hodnocení chůze je založeno na subjektivních informacích od pacienta a subjektivním pohledu terapeuta. Výtečnost takového hodnocení je nízká, a proto se objevují tendence analýzu chůze objektivizovat a kvantifikovat. Toto objektivizované hodnocení může pomoci při diagnostice, případně k hodnocení stupňů onemocnění či postižení, dále může být využito k monitoraci účinků léčby, tedy i efektu rehabilitačního programu (Svoboda & Janura, 2010).

Porozumění pohybu lidského těla zahrnuje studium vzájemných vztahů mezi následky intersegmentálních přesunů a odpovídajících sil, které působí na zem jako aktivní síla. Reakční síla odpovídající těmto aktivním silám má přímý vliv na vykonávání přesunů chodidla jako součásti stability kotníku. Vliv dynamické tuhosti kloubů a aktivity dvoukloubových svalů během kontaktu se zemí do jisté míry určují předávání mechanické energie z jedné končetiny na druhou a z chodidla na zem. Pro pochopení původu mechanické energie lidského těla je důležité analyzovat reakční síly země, vznikající při kontaktu chodidla s podložkou (Abrantes, 2000).

Nejjednodušší formou kvalitativní analýzy chůze je aspekce. Nadále zůstává také nejvyužívanější formou vyšetření chůze i přes námitky mnohých autorů na nepřesnost a subjektivitu. Z laboratorních vyšetření chůze zaznamenala velký rozmach kinematická analýza, prostřednictvím které je možné analyzovat změny polohy a orientace segmentů těla v prostoru či velikost úhlových změn mezi segmenty. Toto měření může být uskutečněno ve dvojdimenzionálním (2D) nebo třídimeznionálním (3D) prostoru. Dalším způsobem je kinetická analýza, jež využívá tenzometrických plošin k měření velikosti a směru vektorů reakční síly plosky nohy. Při zatížení plosky nohy je dále možné měřit rozložení tlakových sil pomocí kontaktního koberce (Valouchová & Kolář, 2009).

Metodologických přístupů řešení problémů spjatých s analýzou chůze je mnoho. Z hlediska biomechaniky můžeme hovořit o časovém rozložení fází krokového cyklu, kinematické a kinetické analýze, zkoumání rozložení zatížení na chodidle a snímání elektrické aktivity svalů včetně sledu jejich zapojení během nejrůznějších pohybových aktivit. Prostřednictvím kinetické analýzy lze získat informace přímo o působících silách měřením hodnot reakčních sil nebo nepřímo pomocí výpočtů (Vaverka & Elfmark, 2006).

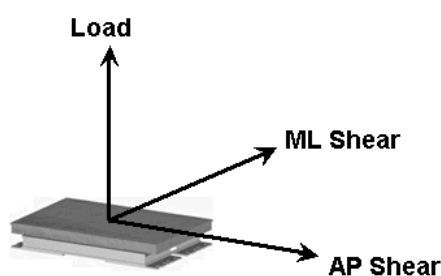
Mezi nejčastěji využívané parametry chůze patří časově-prostorové údaje, úhly mezi segmenty, jednotlivé složky reakční síly a momenty síly v jednotlivých kloubech. Při

kinematické analýze chůze u vybraných segmentů těla měříme tyto veličiny: dráhu (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení), čas. Moderní nástroj pro komplexní hodnocení pohybu segmentů lidského těla představují optoelektrická zařízení (např. zobrazovací kinematický systém Vicon MX). Pomocí těchto zařízení je velice přesně určována poloha segmentů lidského těla prostřednictvím projekce vybraných anatomických bodů, na které jsou před měřením umístěny značky. Při zařazení silových plošin do systému je možné sledovat také vektory reakčních sil, jejichž výsledkem jsou vnější momenty sil v kloubu. Vnitřní momenty sil, které vyrovnávají působení reakčních sil, jsou výsledkem svalové akce. Využitím momentů sil je tedy možné usuzovat na probíhající svalovou činnost (Svoboda & Janura, 2010).

2.6 Reakční síla podložky

Jeden z nejstarších systémů pro měření reakčních sil sestavil Marey již v roce 1886. V roce 1930 vyvinul Fenn fixované silové plošiny, které měřily síly ve třech na sebe kolmých rovinách. V dnešní době existují dva základní typy zařízení pro měření reakčních sil. Stacionární silové plošiny, které jsou přesnější, ale mohou měřit pouze průběh omezeného počtu krokových cyklů, a měřiče integrované do vložek v obuvi, které zaznamenávají tlak mezi chodidlem a podrážkou. Výhodou integrovaných čidel je možnost naměřit údaje z mnoha kroků (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999).

V průběhu zvedání a přenášení těla přes opěrnou dolní končetinu vznikají vertikální, horizontální a rotační síly působící na podložku. V opačném směru, ale stejné intenzitě jsou generovány reakční síly. Působením akčních sil tedy vznikají reakční síly („Ground Reaction Forces“ - GRF) stejné velikosti, ale opačného směru k silám akčním, dle Newtonova třetího zákona. Vektor reakční síly lze rozdělit na tři základní komponenty – komponentu vertikální, antero-posteriorní (ventro-dorzální) a medio-laterální. Prostřednictvím měření reakčních sil můžeme identifikovat napětí v kloubech a nezbytné řízení svalové aktivity (Perry, 1992).



Obrázek 9. Tři složky reakční síly (Kirtley, 2006, 87)

Tělesná hmotnost zapříčiní vznik momentů zevních sil ve středu kloubů lidského těla, které jsou kompenzovány aktivací svalů procházejících přes tyto klouby. Během jakéhokoliv motorického úkolu musí tyto svaly společně s dalšími měkkými tkáněmi poskytovat kloubu podporu v závislosti na působících zevních silách a jejich momentech. Zvláště je tato kompenzační svalová souhra nezbytná v oblasti kotníků (Abrantes, 1999).

Vertikální komponenta reakční síly dosahuje při chůzi maxima 100-120 % tíhové síly těla. V průběhu pokládání celé plosky nohy na opěrnou plochu tato vertikální komponenta reakční síly klesá. Při odvinutí paty se ale opět zvětšuje a pak postupně klesá až do odvinutí prstů nohy. Tato maxima nazýváme aktivní vrcholy. Na začátku stojné fáze je často přítomen

tzv. pasivní vrchol, který je způsoben silným nárazem paty nohy při kontaktu s opěrnou plochou. Pasivní vrchol je krátký, trvající pouze 10 – 20 ms (Whittle, 1997).

Komponenta reakční síly v předozadním směru nabývá při počátečním kontaktu asi 2% hmotnosti těla. Vektor této složky reakční síly se dále zvětšuje dorzálním směrem, je vyjádřen negativní, zápornou hodnotou. Dochází ke zpomalování rychlosti těla. Během střední stejné fáze dosahuje velikost předozadní složky síly stejných, ale pozitivních hodnot. (Whittle, 1997).

Na počátku vyhodnocování záznamu reakčních sil musí být určeny klíčové body křivek grafu ve všech třech základních směrech (Obrázek 12). Analyzováním těchto bodů je možné ohodnotit výšku vrcholů křivek, časové charakteristiky extrémů funkcí, apod. Ze získaných dat je dále možné vypočítat jednoduchý koeficient symetrie nebo průběh přenosu největšího zatížení v definovaných bodech křivek (Vaverka & Elfmark, 2006).

Reakční síla je hlavním faktorem působícím na pohybový systém, společně se svalovou silou a tíhovou silou ovlivňuje výsledek činnosti (chůze, běh, odrazové činnosti). K měření reakční síly se používají tenzometrické plošiny, s jejichž pomocí lze kvantifikovat její působení v čase ve směru vertikálním, předozadním a bočním. Některé plošiny poskytují údaje pouze o velikosti síly (obvykle vertikální), ale většinou se používají plošiny, které dávají třídimenzionální popis silového vektoru. Elektrický výstupní signál produkuje tři silové komponenty (vertikální, předozadní a medio-laterální). Z tenzometrických plošin můžeme také získat údaj nazývaný centrum tlaku (Whittle, 1997).

Pro získání přesných výsledků je cílem každého výzkumu zajistit, aby byla chůze po měřicích plošinách přirozená a docházelo k spontánnímu zatížení silových plošin. Záměrné dokračování na plošiny je nežádoucí, protože zpomaluje rychlost chůze a přináší uměle vytvořené pohyby končetin. Výsledkem jsou reakční síly, které nereprezentují přirozenou schopnost chůze měřené osoby. Zacílení pozornosti na silové plošiny lze předejít kamufláží těchto plošin zabudováním na úroveň podlahy a překrytím kobercem. Navíc lze minimalizovat soustředění se na dokročení tím, že zaměříme pozornost na vzdálenou zeď. Pro získání přesných dat je také nutné, aby se testované chodidlo kompletně dotýkalo plošiny během fáze opory, zatímco druhé se této plošiny dotknout nesmí. Tento požadavek a také fakt, že velikost silových plošin pro komerční využití je pouze 45 x 60 cm, způsobuje mnohá opakování pokusů, dokud není dosaženo přesného kontaktu pouze jednoho chodidla. K měření se využívají nejčastěji dvě nebo čtyři plošiny v sérii, aby byla umožněna co největší volnost pro chůzi a stejně tak proto, aby mohla být zachycena oboustranná aktivita končetin (Perry, 1992).

Vaverka a Elfmark (2006) zmiňují význam různých pozic plošin pro dosažení kontaktu chodidla s plošinou co nejbližší jejímu centru. Pro co největší preciznost měření by bylo zapotřebí, aby měřené subjekty dokračovaly přibližně do stejného místa plošiny (nejlépe do jejího středu), avšak bez zrakové kontroly a soustředění se na došlap. Tento problém je patrně největším úskalím používání dvou plošin k měření. Naopak velkou výhodou tohoto způsobu analýzy a zpracování dat je rychlost sběru naměřených hodnot, jež umožňuje testovat velký počet subjektů, a tudíž může být užitečný nejen ve výzkumu, ale též v klinické praxi (Vaverka & Elfmark, 2006).

Měřením reakčních sil získáváme data nezbytná pro charakterizování motorických vzorů využívaných při chůzi, což lze využít k velmi přesné diagnostice samotného pohybového aparátu i jeho řízení. Data získaná měřením reakčních sil významně přispívají k rozvoji výzkumu v oblasti stability kloubů a rozvoje svalové síly (Abrantes, 2000).

Hlavním zdrojem poškození pasivních prvků pohybového aparátu je především vertikální složka reakčních sil podložky působící proti tíhové síle. Velikost působících reakčních sil ovlivňuje především hmotnost člověka, rychlost chůze, kvalita obuvi a podložky. O kvalitě podložky rozhodují dvě zásadní vlastnosti: vertikální deformace podložky a velikost tření. Kvalita podložky a obuvi je významným činitelem prevence poranění nebo naopak zvyšuje riziko poškození pohybového systému. Silově velmi exponovanou oblastí pohybového systému je páteř. Rozdíly ve velikosti zatížení segmentu bederní páteře L3 - L4 dramaticky rostou s poměrně malými změnami v rychlosti chůze. Tato oblast je velmi citlivá na vertikální změny těžiště těla a rychlost pohybu vpřed. (Vaverka, 1999).

2.7 Souhrn prací zabývajících se analýzou chůze

Chůze, jako jedna z nejuniverzálnějších lidských činností, získala ve vědě značnou pozornost, ale ani několik desítek let intenzivního zkoumání nepřineslo odpovědi na řadu otázek. Symetrické či asymetrické chování dolních končetin při chůzi a možný vliv lateralit na chůzi jsou jedny z nich.

Zlepšení našeho chápání lidské zdravé chůze je důležitý krok směrem k rozvoji lepších rehabilitačních postupů při patologické chůzi. Mnoho aspektů chůze stále zůstává neobjasněno, přestože kinematika a kinetika lidské chůze byly podrobně popsány. Bilaterální asymetrie, definovaná jako nedostatek dokonalé koordinace mezi dolními končetinami, byla zaznamenána během chůze zdravých subjektů v kinematických, kinetických i elektromyografických údajích, nicméně příčiny této asymetrie jsou i nadále nejasné. Někteří výzkumníci navrhuji myšlenku, že tyto bilaterální rozdíly představují formu funkční asymetrie, definované jako konzistentní inkoordinace mezi nedominantní a dominantní dolní končetinou. Podle této teorie přispívá při chůzi nedominantní dolní končetina více k opoře, zatímco dominantní dolní končetina k pohonu vpřed (Seeley, Umberger, & Shapiro, 2008; Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000).

Existence funkční asymetrie horních končetin je zřejmá, také funkční asymetrie dolních končetin byly popsány při vykonávání různých úkolů, ale ne při chůzi. K těmto úkolům patří kopání do míče, vykročení na židli, zvedání oblázků prsty u nohy nebo vyklepávání rytmu. Při těchto činnostech je nedominantní končetina obecně používána k podpoře tělesné hmotnosti, zatímco dominantní končetina zajišťuje odraz nebo vykonává obratné činnosti. Z toho logicky vyplývá, že tyto přirozené neuromuskulární asymetrie se mohou také projevat během normální chůze (Seeley, Umberger, & Shapiro, 2008).

Ve své studii autoři Sadeghi, Allard, Prince a Labelle (2000) podávají ucelený přehled prací zabývajících se touto problematikou. Účelem této studie bylo zrevidovat sepsané práce pro demonstraci: a) symetrického či asymetrického chování dolních končetin během chůze; b) jak dominance končetin ovlivňuje symetrické či asymetrické chování dolních končetin. Sadeghi et al. (2000) zmapovali studie 25 autorů publikovaných v letech 1970-1998, z nichž pouze v sedmi studiích byla prokázána existence lateralit a/nebo její vliv na symetrické/asymetrické chování dolních končetin při chůzi. V drtivé většině případů autoři prozkoumaných studií uváděli, že chůze je symetrický proces a pouze v jedné studii byl prokázán vliv lateralit na asymetrické chování dolních končetin při chůzi. Sadeghi et al. (2000) poukazují na rozpor v prozkoumané literatuře, kdy se v některých studiích symetrie

chůze zkrátka předpokládá pro zjednodušení sběru a analýzy dat. Naproti tomu existuje řada studií, ve kterých bylo zjištěno asymetrické chování dolních končetin během chůze zdravých jedinců, což odráží přirozené funkční rozdíly mezi dolními končetinami. Tyto funkční rozdíly pravděpodobně souvisejí s přispíváním každé končetiny k plnění úkolu propulze a kontroly stability během normální chůze.

V současných debatách o symetrii chůze zdravých jedinců bývá existence laterality uváděna jako vysvětlení pro existenci funkčních rozdílů mezi dolními končetinami i přesto, že řada studií nepotvrzuje hypotézu o vztahu mezi symetrií chůze a lateralitou. Pro dokázání funkční asymetrie chůze a jejího vztahu k lateralitě bude třeba dalších výzkumů s přihlédnutím k biomechanickým aspektům chůze.

Asymetrie je bohužel stále považována za známku patologie, a tak může předpoklad symetrie dolních končetin ovlivnit interpretaci chůze. Akceptování možnosti asymetrické chůze i u zdravých jedinců může být důležitým kritériem v hodnocení chůze i fyzické aktivity vůbec, v sestavování rehabilitačního plánu u pacientů nejen s postižením dolních končetin, ale také s poruchami centrálních řídicích mechanismů, nebo v navrhování protetických pomůcek či umělých končetin (Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000).

Autoři mnoha studií pro zjednodušení výzkumu často předpokládali, že je chůze symetrická, i když existovalo pouze několik studií, které využívaly kvantitativních biomechanických dat k hodnocení obou dolních končetin. Ve studiích, kterými se autoři zabývali, je často zahrnut nedostatečný počet subjektů. Další limity studií dokazujících symetrii chůze Sadeghi, Allard, Prince a Labelle (2000) spatřují ve využití parametrů, které poskytují informace pouze o důsledku, nikoliv o příčině. Nejasné definice symetrie, používání parametrů získaných analýzou jen jedné končetiny nebo aplikace jednoduchých statistických metod pro porovnání stran mohlo také ovlivnit interpretaci chování dolních končetin.

Jak zmiňují Sadeghi, Allard, Prince a Labelle (2000), o asymetrii patologické chůze není pochyb. Nejnápadnější rozdíly lze najít v chůzi osob po amputaci dolní končetiny. V řadě studií byla zjištěna asymetrie chůze u pacientů s poškozením předního zkříženého vazů kolenního kloubu. V mnoha studiích se vyskytuje problematika asymetrické chůze hemiplegických pacientů nebo osob s rozdílnou délkou dolních končetin. Také u zdravých jedinců bez jakýchkoliv patologií však byly nalezeny rozdíly mezi pravou a levou dolní končetinou. Neidentické chování dolních končetin bylo pozorováno u časově-prostorových a kinematických parametrů, jakými jsou rychlost, délka kroku, rozsah pohybu v kloubech dolních končetin nebo úhel, pod kterým dopadá chodidlo na podložku. Asymetrické výsledky byly získány také z kinetické analýzy chůze, např. pro síly a momenty sil ve frontální i

sagitální rovině a vrcholy vertikální komponenty reakční síly. Sadeghi et al. (2000) pokládají otázku, zda je přípustné tvrdit, že je chůze asymetrická jen na základě existence statisticky významných rozdílů mezi pravou a levou dolní končetinou, a zda je takto možné vyjádřit efekt dalších faktorů, jako jsou kompenzační a adaptační mechanismy. Sadeghi et al. (2000) však zdůrazňují, že asymetrické chování je mnohem častěji přisuzováno lokálním kompenzacím než asymetrickým reakcím dolních končetin, a proto se pokoušeli najít cestu, jak vyjádřit globální asymetrické chování dolních končetin namísto přehledky lokálních parametrů.

Zde se nabízí myšlenka tzv. funkční asymetrie chůze, kterou navrhují Sadeghi, Allard a Duhaime (1997). Tito autoři ve své studii porovnávali chování dolních končetin během chůze pomocí 3D kinematické analýzy. Cílem bylo identifikovat svalové skupiny, které jsou aktivovány v oporné a švihové fázi krokového cyklu. Výsledkem této práce bylo zjištění, že u 19 zdravých mužů s dominantní pravou horní i dolní končetinou je pro odraz využívána více končetina s propulzní funkcí, tedy ta, která je považována za dominantní. Naopak funkce opory a kontroly rovnováhy byla spojena s končetinou, která vykazovala více schopnosti absorpce sil, vznikajících při kontaktu chodidla s podložkou. Tato studie naznačila, že asymetrie chůze zdravých subjektů může být vysvětlena různými akcemi dolních končetin, které musí zajistit jak posun těla v prostoru, tak kontrolu a oporu pro pohyb vpřed. Tyto rozdílné strategie související s jednotlivými končetinami se odráží v interakci mezi aktivitou svalových skupin.

Sadeghi, Allard, Prince a Labelle (2000) se dále zabývali problematikou laterality a jejího možného vlivu na lidský pohyb. Poukazují na fakt, že na lidské tělo by nemělo být pohlíženo jen z biomechanického hlediska, protože pohyb je výsledkem integrace biomechanických a neurofyziologických faktorů. Sadeghi et al. (2000) uvádějí, že v jimi prozkoumaných studiích se jen málo autorů zabývá vztahem veličin chůze a laterality, a ještě méně jich vyšetřuje laterality v souvislosti se symetrickým či rozdílným chováním dolních končetin. Na rozdíl od oblasti analýzy chůze má zkoumání laterality mnohem delší historii v jiných vědních disciplínách, jako je neurofyziologie nebo motorické řízení. Více světla by do této problematiky mohly přinést další výzkumy zabývající se symetrií chůze a jejího možného vztahu s lateralitou, jichž by se účastnili vědci z oboru biomechaniky i neurofyziologie.

Závěrem lze shrnout, že asymetrie chůze zřejmě odráží přirozené funkční rozdíly mezi končetinami. Tyto funkční rozdíly se nezdají být výsledkem abnormalit, ale spíše souvisejí

s odlišnou funkcí každé končetiny v zajištění pohybu vpřed a kontroly rovnováhy (Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000).

Sadeghi (2003) se dále zabýval problematikou lokální a globální asymetrie v chůzi lidí bez postižení ve studii, jejímž účelem bylo zjistit role kloubních momentů v sagitální rovině (anterior-posterior) pro odhalení lokální a globální symetrie. Od 20 zdravých účastníků s průměrným věkem $25,39 \pm 4,1$ let, výškou $1,77 \pm 0,06$ m a hmotností $80,69 \pm 13,8$ kg bylo získáno 60 záznamů chůze. Pomocí dvaceti reflexních značek o průměru 2,5 cm byl definován tří-dimenzionální sedmi-člankový model, skládající se z trupu, stehen, holení a chodidel. Bilaterální údaje o chůzi byly shromážděny systémem osmi videokamer, synchronizovaným se dvěma silovými plošinami AMTI (frekvence snímání dat byla 360 Hz). Účastníci výzkumu procházeli přes 13metrový chodník v přirozeném tempu. Chodník byl navržen tak, aby umožnil pohodlnou chůzi a zajistil kontakt se silovými deskami. Z pěti pokusů každé testované osoby byly vybrány nejlepší tři. Jako jeden z mála autorů uvádí Sadeghi (2003), že pravá dolní končetina byla vždy vedoucí.

Pro analýzu výsledků Sadeghi (2003) využil tzv. analýzu hlavních komponent pro identifikaci akcí každého kloubu zvlášť, ale i pro stanovení symetrie mezi dolními končetinami simultánní analýzou všech kloubů každé končetiny. Vypočítáním momentů sil, kterými působí svaly v oblasti kyčelních, kolenních kloubů a kotníků, Sadeghi zjistil odlišnou roli těchto svalů v různých fázích krokového cyklu. Moment spočítaný pro oblast pravého kotníku zdůrazňoval svalovou aktivitu během odrazové fáze, zatímco moment pro levý kotník ukazoval na svalovou aktivitu vyskytující se ve fázi terminálního stoje. V oblasti levého kotníku se tedy svalová aktivita objevovala dříve. Rozdíly se vyskytly i v oblasti kolenních kloubů, přičemž svalová aktivita vpravo odpovídala začátku fáze počátečního kontaktu, kdežto moment vypočítaný pro svaly v oblasti levého kolenního kloubu podtrhoval jejich aktivitu během celé fáze počátečního kontaktu. Stejně tak v oblasti kyčelních kloubů byly objeveny dílčí nesrovnalosti – vpravo byla svalová aktivita při odrazu zaznamenána dříve.

Sadeghi (2003) připomíná existenci lokální asymetrie v chůzi zdravých jedinců, která se zakládá na různých funkčních úkolech mezi pravou a levou kyčlí, koleny a kotníky pro řízení rovnováhy mezi koordináčními a propulzivními funkcemi končetin. Na druhou stranu se dolní končetiny chovají symetricky, pokud se hodnotí jejich celkové chování. Kompenzace se považuje za vysvětlení existence lokální asymetrie.

Myšlenkou funkční asymetrie při chůzi se zabývali také Seeley, Umberger a Shapiro (2008). Řešili otázku bilaterální asymetrie, jež může představovat formu funkční asymetrie, která byla definována jako rozpor v plnění stejné úlohy mezi dolními končetinami. Podle této

teorie přispívá nedominantní dolní končetina více k opoře, zatímco dominantní dolní končetina se podílí spíše na posunu těla vpřed.

Účelem této studie bylo porovnat bilaterální impulsy reakčních sil k vyhodnocení funkční asymetrie jako vysvětlení asymetrie chůze. Seeley, Umberger a Shapiro (2008) předpokládali, že pokud mají asymetrie v chůzi funkční původ, tak: 1) vertikální impuls (opora) by byl vyšší pro nedominantní končetinu, 2) propulsivní impuls (odraz) by byl vyšší pro dominantní končetinu, 3) zvýšení rychlosti chůze by vedlo k nepoměrně většímu vzrůstu propulsivního impulsu dominantní končetiny ve srovnání s propulsivním impulsem nedominantní končetiny. Asymetrie pro vertikální a hnací impulsy byla vyčíslena při pomalé, preferované a rychlé chůzi u dvaceti zdravých dospělých osob.

Této studii se zúčastnilo 10 mužů a 10 žen (věk: 23 ± 3 roky; výška: $1,71 \pm 0,11$ m, hmotnost: $69,6 \pm 14,0$ kg), kteří byli bez úrazu dolních končetin a bez jakéhokoliv neurologického onemocnění v anamnéze. Rozdíl délek končetin účastníků byl změřen pomocí vzdálenosti mezi velkým trochanterem a vnějším kotníkem, která se měřila přes reflexní značky na noze účastníka v nehybném stoji. Průměrný rozdíl délek končetin této skupiny probandů byl $1,4 \pm 1,1$ cm, což autoři považovali za málo významnou hodnotu na to, aby mohla být spojována s asymetrií chůze. Za dominantní byla označena ta končetina, kterou aktéři zvolili pro kopnutí do míče.

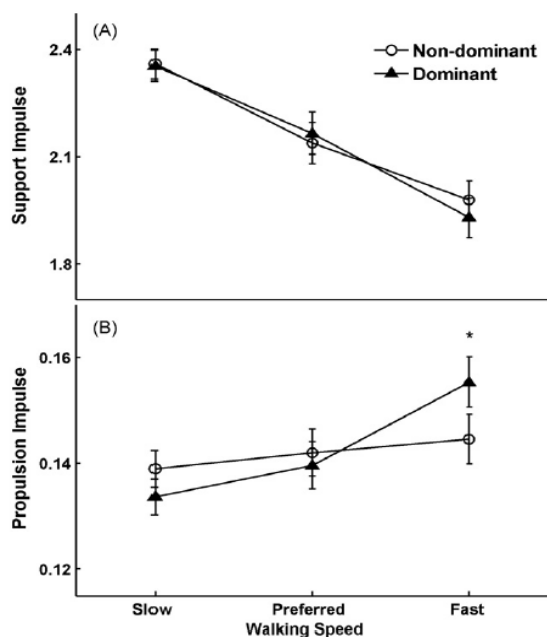
Rychlost preferovaná každým účastníkem byla určena z průměrné rychlosti pěti pokusných chůzí. Okamžitá rychlost chůze byla změřena pomocí optoelektronických časových spínačů (Lafayette Instrument Co, Lafayette, IN, USA). Průměrná preferovaná rychlost pro celou skupinu byla $1,49 \pm 0,20$ m/s a rychlost pomalé a rychlé chůze byla nastavena o 20 % pomalejší nebo o 20 % rychlejší než preferovaná rychlost.

Hodnoty reakční síly podložky byly sbírány pomocí dvou silových plošin (Kistler, Amherst, NY, USA; frekvence snímání byla 1200 Hz), které byly vloženy do 12 metrů dlouhého chodníku. Pro každou rychlost bylo započítáno pět správně provedených pokusů. Seeley, Umberger a Shapiro (2008) považovali pokusy za vyhovující, jestliže: 1) levá a pravá noha se obě dotýkaly oddělených silových plošin během po sobě jdoucích cyklů chůze, 2) rychlost chůze se pohybovala v mezích 2,5 % předem stanovené rychlosti. Všechny analýzy dat byly provedeny pomocí programu Matlab (Math-Works Inc, Natick, MA, USA).

Seeley, Umberger a Shapiro (2008) předpokládali, že impuls vyplývající z vertikální komponenty reakční síly popisuje, do jaké míry každá končetina přispívá k opoře. Dle hypotézy funkční asymetrie se očekávalo, že vertikální impuls bude větší u nedominantní končetiny. Avšak, po vyhodnocení získaných údajů u skupin obou pohlaví, nebyly nalezeny

žádné významné bilaterální rozdíly vertikálního impulzu. Podobně tak impulz pro předozadní složku reakční síly by měl popisovat celkový podíl každé končetiny na pohonu kupředu. Seeley et al. (2008) očekávali, že propulzivní impulz bude větší u dominantní končetiny, avšak při preferované rychlosti nebyl nalezen významný bilaterální rozdíl.

Při pomalé a preferované rychlosti chůze rozdíly pro vertikální a propulzivní impulzy nebyly významné, při rychlé chůzi byl ale propulzivní impulz dominantní končetiny o 7 % větší než u nedominantní končetiny (Obrázek 10). Ve výsledku bylo možné říci, že impulzy byly celkově symetrické. Při rychlé chůzi se však na přesunu těla vpřed podílela větší měrou dominantní končetina. Tyto výsledky naznačují, že nedominantní a dominantní končetina, pokud jsou brány v úvahu jako nezávislé subjekty, přispívají docela stejně k opoře i pohonu během chůze preferovanou rychlostí. Toto zjištění je v souladu s výsledky předcházejících studií, které hodnotily bilaterální reakční síly v jiných kontextech.



Obrázek 10. Průměry a směrodatné odchylky pro impulzy vertikální (A) a předozadní (B) složky reakční síly všech osob (n = 20) ve všech rychlostech (Seeley, Umberger, & Shapiro, 2008, 26)

Před výzkumem, který provedli Seeley, Umberger a Shapiro (2008), nebyla funkční asymetrie hodnocena s použitím hodnot, které by přímo souvisely s oporou (vertikální složka reakční síly) a poháněním těla vpřed (předozadní komponenta reakční síly) během chůze. Cílem této studie bylo vyvinout a otestovat hypotézy, které byly zformulovány pro přímé hodnocení funkční asymetrie jako vysvětlení asymetrie chůze zdravých subjektů. Při preferované rychlosti, která má pro každodenní život největší význam, získané výsledky nepodpořily koncept funkční asymetrie zdravé chůze. Seeley et al. (2008) však přichází s

myšlenkou, že lokální asymetrie (asymetrie v kloubní kinetice a/nebo svalové aktivitě) může existovat společně s globální symetrií (symetrické chování dolních končetin jako samostatných subjektů). Současné výsledky ukazují na globální symetrii, ale nemohou rozlišit lokální účast na opoře a pohonu kupředu během chůze. V této souvislosti může výzkum kloubní kinetiky a elektromyografie dolních končetin odhalit funkční asymetrii na kloubní nebo svalové úrovni a objasnit tak zajímavý paradox (globální symetrie a lokální asymetrie), který byl dosud vysvětlován jen jako možný kompenzační mechanismus.

Vlivem rychlosti chůze na její symetrii se kromě jiného zabývali Lythgo, Wilson a Galea (2011). Výzkumu se zúčastnilo 656 zdravých dětí ve věku 5 až 13 let a 81 mladých dospělých ve věku 18 až 27 let z Austrálie. Měření bylo provedeno na dvou systémech GAITRite o délce 4,3 m a 4,9 m. Probandi přecházeli měřící chodníky zvolenou komfortní rychlostí a poté pomalou a rychlou chůzí. Oproti volné a příjemné rychlosti chůze chodili probandi o 24 % pomaleji a o 30 % rychleji. Pro dosažení stabilních parametrů krokového cyklu začínal každý pokus 4 metry před a končil 4 metry za měřícím chodníkem.

Subjekty absolvovaly osm pokusů pro každou rychlost na kratším a šest pokusů pro každou rychlost na delším chodníku pro získání dat z podobného počtu změřených kroků. Parametry chůze, které byly zahrnuty do studie, byly: rychlost chůze, kadence, délka kroku a dvojkroku (a jejich čas), opěrná báze, úhel chodidla v různých fázích krokového cyklu, čas opory o jednu dolní končetinu, čas dvojí opory.

Celkově byla shledána symetrie chůze nápadně neměnná napříč věkovým spektrem a nepodléhající vlivu rychlosti. Měření symetrie délky kroku a dvojkroku se pohybovala okolo 0,8 cm, zatímco časové parametry symetrie okolo 0,7 %. Lythgo, Wilson a Galea (2011) tedy shledávají chůzi jako vysoce symetrický proces u zdravých dětí a mladých dospělých osob. Vzhledem k velikosti testovaného souboru navrhuji výsledky této studie použít jako normativní nebo srovnávací soubor.

Změnou parametrů chůze vlivem rychlosti u dospělých ve věku 20 až 60 let se zabývali Chung a Wang (2010). Studie těchto autorů byla zaměřena na vliv věku, pohlaví a rychlosti chůze na sledované parametry: rozsah pohybu v kloubech, vertikální složka reakčních sil, svalová elektromyografie, srdeční frekvence a vnímané úsilí nebo námaha celého těla a lokálních oblastí (dle Borgovy desetistupňové škály). Třicet zdravých subjektů chodilo po osm metrů dlouhém chodníku rychlostí 80 %, 100 %, 120 % a 140 % ze subjektivně preferované rychlosti chůze. Tyto rychlosti byly stanoveny během chůze na běhacím pásu, z něhož každý subjekt pokračoval stejnou rychlostí chůze na měřícím chodníku, v němž byly zabudovány dvě měřící plošiny (Kistler 9281 B, Switzerland; Bertec 4060-08, USA).

Z naměřených dat vertikální komponenty reakční síly (VGRF) byly použity tři kritické údaje: 1) první maximum VGRF mezi fází počátečního kontaktu a reakce na zatížení, 2) minimum VGRF ve středu stejné fáze a 3) druhé maximum VGRF v předšvihové fázi.

Chung a Wang (2010) zjistili, že věk ani pohlaví nemají vliv na rozsah pohybu v kloubech, srdeční frekvenci ani subjektivně vnímané úsilí. Dále naměřili, že se vzrůstající rychlostí chůze narůstají také hodnoty sledovaných parametrů, zvláště při rychlosti vyšší než 120 % preferované rychlosti chůze. Rychlejší chůze se promítá do vyšších hodnot VGRF při úderu paty a zároveň nižších hodnot VGRF ve středu stejné fáze ve srovnání s pomalejší chůzí. Závislost narůstajících hodnot VGRF na zvyšující se rychlosti znázorňuje narůstající požadavky na excentrickou práci svalů dolních končetin. Hodnoty vertikální komponenty reakční síly ve středu stejné fáze naopak klesají s rostoucí rychlostí chůze v důsledku toho, že vertikální zdvih se zpomalí více při rychlejší chůzi, což reflektuje větší vertikální oscilace těžiště těla při rychlejší chůzi. Spolu s narůstající intenzitou zatížení při zvyšující se rychlosti chůze se zákonitě také zvyšuje srdeční frekvence pro pokrytí zvyšujících se energetických nároků a požadavků na dodávku kyslíku.

Rozdíly ve vertikální složce reakčních sil u pacientů s jednostrannou bolestivostí paty zkoumali Liddle, Rome a Howe (2000). Cílem této studie bylo otestovat hypotézu, že mezi symptomatickou a kontralaterální asymptomatickou dolní končetinou budou signifikantní rozdíly ($p < 0,05$) v měřených hodnotách vertikální komponenty reakčních sil a v míře zatížení během kontaktu zadní části plosky s podložkou.

Studie se zúčastnilo 23 subjektů (12 mužů a 11 žen) ve věku 16-70 let, u kterých přetrvávala bolest chodidla v oblasti paty déle než 2 měsíce a byla přisuzována fyzické aktivitě s typickým zhoršením při prvních krocích pohybové aktivity nebo následně po dlouhotrvajícím cvičení. Účastníci studie procházeli po chodníku dlouhém 10 m, v němž byl zabudován měřicí systém (Kistler Instruments Ltd., Alton, Hampshire). Tento systém tvořila platforma typu 9401A (10 x 1,2 m) se zasazenou silovou plošinou typu 9286 (0,4 x 0,6 m), připojenou k osobnímu počítači s instalovaným softwarem KISTLER 2812A-1 BIOWARE (verze 3.0 pro WINDOWS 95). Účastníci výzkumu chodili volnou, neřízenou rychlostí a při pokusu se dívali na cíl ve výšce očí na zdi za účelem minimalizování pozornosti na měřicí plošinu. Každý proband provedl několik cvičných pokusů, aby mohl být stanoven bod, ze kterého má vycházet tak, aby dokročil na měřicí plošinu požadovanou nohou alespoň čtvrtým krokem každého pokusu.

Liddle, Rome a Howe (2000) uvádí, že zvolený měřicí systém Kistler poskytoval nezávislé měření vertikální složky reakční síly a ukázal se jako dobrý nástroj pro spolehlivé a

opakovatelné měření chůze. Pro získání výsledků z naměřených hodnot použili Liddle et al. (2000) párové *t*-testy, které neprokázaly signifikantní rozdíl ($p > 0,05$) mezi vrcholy vertikální složky reakčních sil nebo mírou zatížení pro přechodný vrchol ve fázi úderu paty ani pro vrcholy impaktních sil. Rozdíl nebyl zjištěn ani v čase kontaktu chodidla s podložkou mezi postiženou a zdravou nohou. Liddle et al. předpokládají, že schopnost tukového polštářku paty tlumit nárazy se nemění ve fázi počátečního kontaktu a maximálního zatížení zánoží.

Ve studiích často zmiňovanou a diskutovanou otázku, zda vizuální kontrola ovlivňuje parametry chůze, řešili ve své studii Grabiner, Feuerbach, Lundin a Davis (1995). Záměrem jejich studie bylo popsat rozdíly spojené s variabilitou reakční síly působící na tělo při chůzi za podmínky zaměření se na kladení chodidel na podložku a při vyloučení zrakové kontroly kroků. Grabiner et al. (1995) zmiňují otázku, kolik pokusů stačí naměřit, aby bylo dosaženo statisticky stálých dat. Vzhledem k tomu, že tento počet (údaje se pohybují od 8 do 25 pokusů) zdaleka není celkovým počtem pokusů, jež musí účastníci výzkumů podstoupit, snažili se Grabiner et al. touto studií nalézt řešení pro zvýšení pravděpodobnosti platných pokusů. Kritickým faktorem ve výzkumech pracujících se silovými plošinami je umístění celého chodidla na silovou plošinu, nejlépe blízko jejího středu. Převážná část výzkumů je prováděna bez přímé zrakové kontroly, která by mohla změnit přirozený stereotyp chůze, a proto jsou účastníci výzkumu instruováni, aby se dívali dopředu v úrovni svých očí. Tento požadavek pak logicky komplikuje umisťování chodidel do vymezeného prostoru. V některých laboratořích tak výzkumníci neinformují o přítomnosti měřicích plošin, které jsou skryty. Typickým řešením pro zvýšení pravděpodobnosti úspěšného dokročení na silové plošiny je označení počátečního bodu, z něhož účastník zahajuje pokus, a který je získán metodou pokus – omyl při cvičných pokusech. Alternativní metodou, jak zvýšit počet platných pokusů, může být právě dovolení zrakové kontroly kroků.

Výzkumu se zúčastnilo 15 mužů a žen bez abnormalit ve stereotypu chůze (věk: $30,7 \pm 8,7$ let, výška: $1,75 \pm 0,09$ m, váha: $740,8 \pm 126,9$ N), jenž byli rozděleni na skupinu plně informovanou a skupinu, které byla popsána pouze metoda, nikoliv účel experimentu. Každý účastník provedl 10 pokusů chůze přes dvě silové plošiny AMTI (frekvence snímání dat 500 Hz) za dvou podmínek. Nejprve byli účastníci studie požádáni, aby se nedívali na zem ani na měřicí plošiny. Poté měli probandi při chůzi přesně umístit své pravé chodidlo na vyznačený cíl ($2,5 \times 7,5$ cm) umístěný ve středu silové plošiny. Dalším zkoumaným problémem byla vzdálenost zahájení pokusů od měřicích plošin. Nejprve účastníci začínali pokus v takové vzdálenosti, aby silové plošiny dosáhli jedním krokem, posléze začínali pokusy přibližně ve vzdálenosti 5 m od plošiny.

Grabiner, Feuerbach, Lundin a Davis (1995) vyhodnotili výsledky analýzy rozptylu při opakovaných měřeních (ANOVA), jež odhalily, že zaměření pozornosti na místo došlápnutí významně neovlivňuje variabilitu reakčních sil ($p > 0,05$). Na variabilitu reakční síly neměla vliv ani znalost účelu experimentu ($p > 0,05$). Významný efekt počtu kroků požadovaných k dosažení silové plošiny byl zaznamenán u složky reakční síly v předo-zadním směru ($p \approx 0,002$). Grabiner et al. (1995) tedy usuzují, že speciální pozornost subjektů na měřící plošiny během analýzy jejich chůze nikterak nezvýší pravděpodobnost nárůstu variability reakční síly.

Stejnou otázkou vlivu vizuální kontroly kroků na parametry reakčních sil se zabývali Wearing, Urry a Smeathers (2000). Vizuální informace je považována za součást předvídaného vyvolání změn parametrů jednotlivých kroků, přednostně za účelem vyhnutí se překážkám. Efekt zaměření na cíl je pravděpodobně závislý na rychlosti chůze a velikosti cíle, jenž je ve středu pozornosti. Tato nežádoucí pozornost účastníků výzkumu na měřící plošiny bývá citována jako hlavní limitace studií zabývajících se výzkumem chůze. Wearing et al. (2000) upozorňují na nedostatek informací týkajících se pozornosti v předchozích studiích.

Wearing, Urry a Smeathers (2000) sledovali ve své studii vliv vizuální kontroly na reakční sílu a časově-prostorové parametry chůze současně. Výzkumu se zúčastnilo jedenáct dobrovolníků, 5 mužů a 6 žen (věk: 18-34 let, výška: $1,73 \pm 0,06$ m; váha: $71,4 \pm 11,3$ kg), kteří byli požádáni, aby chodili přes chodník dlouhý 10 m vlastním tempem. Terč o velikosti 30 x 24 cm byl umístěn nad skrytou silovou plošinou o velikosti 60 x 90 cm (Model 9287A, Kistler Instrument Corporation, Winterthur, Switzerland) zamontovanou ve středu chodníku. Data medio-laterálních, anterior-posteriorních a vertikálních komponent reakční síly byla snímána frekvencí 1000 Hz. Dále byl použit systém čtyř fotobuněk (Speed light sports timing system, Norsearch, Lismore, Australia.) umístěných ve výšce ramen ve vzdálenosti 2 m od sebe ve středním úseku chodníku pro změření rychlosti chůze v každém úseku.

Před samotnými pokusy se nejprve každý účastník výzkumu seznámil s trati a požadavky pro jednotlivé pokusy. Pokusy se lišily pouze presencí či absencí terče nad silovou plošinou zakrytou papírem (0,90 x 1 m). Za obou podmínek absolvovali účastníci 5 platných pokusů. Startovací pozice byla pro každého probanda upravena tak, aby svou preferovanou (dominantní) dolní končetinou došlápl na určený cíl v sedmém kroku bez nápadných změn krokového cyklu. Osm parametrů reakční síly bylo normalizováno k tělesné hmotnosti a jejich relativní časy byly vyjádřeny v procentech stejné fáze krokového cyklu. Byly vypočítány impulzy sil brzdivé fáze i akcelerační fáze, stejně jako celkový vertikální impulz.

Wearing, Urry a Smeathers (2000) nenašli statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze mezi pokusy se zaměřením pozornosti na terč a bez něj ($p > 0,05$), také variabilita v rychlosti chůze mezi jednotlivými pokusy každého probanda nebyla ovlivněna vizuální kontrolou ($p > 0,05$). Stejně tak nebyl mezi těmito dvěma variantami pokusů shledán statisticky významný rozdíl ve velikosti, timingu a variabilitě reakčních sil ($p > 0,05$). Sledované, zrakem řízené strategie se manifestovaly nárůstem variability délky kroku při zaměření pozornosti na cíl ($p < 0,05$).

Z výsledků studie vyplývá, že časové parametry reakční síly nejsou ovlivnitelné zrakovou kontrolou. Wearing, Urry a Smeathers (2000) zdůrazňují, že zaměření zrakové kontroly na cíl neovlivňuje ani parametry reakční síly, pokud je definován počáteční bod chůze optimalizovaný pro individuální preferovanou délku kroku každého člověka. Stejně jako v dalších studiích byla zaznamenána velká variabilita u silových proměnných získaných z medio-laterální komponenty reakční síly (koeficient variability byl větší než 15 %). Wearing et al. (2000) proto považují použití těchto parametrů k charakteristice normální chůze nebo hodnocení patologie chůze za sporné.

Wearing, Smeathers a Urry (2003) došli v dřívější studii k závěru, že analýza časových proměnných složek reakční síly není dostatečně senzitivní pro odhalení a ohodnocení variability složek reakční síly. Cílem studie z roku 2003 bylo prozkoumat vliv vizuální kontroly na parametry reakční síly analyzované prostřednictvím frekvenční analýzy. Experiment proběhl za naprosto stejných podmínek jako ve studii z roku 2000 (Wearing, Urry, & Smeathers, 2000). Zúčastnilo se jí 11 zdravých dobrovolníků, kteří byli požádáni, aby chodili přes chodník dlouhý 10 m vlastním tempem, na kterém buď byl, nebo nebyl vyznačen terč o velikosti 30 x 24 cm nad měřicí plošinou Kistler. Frekvenční obsah složek reakční síly byl spočítán ze 110 změřených pokusů (11 účastníků x 5 pokusů x 2 podmínky) s využitím MATLABTM software (verze 6.1.0.450).

Ačkoliv vliv vizuálně řízeného umístění chodidla na konkrétní oblast nebyl v dřívějších studiích prokázán tradičním měřením časových proměnných, Wearing, Smeathers a Urry (2003) zjistili, že zraková kontrola má vliv na medio-laterální ($p < 0,05$) a anterio-posteriorní ($p < 0,05$) komponenty reakční síly, kde frekvenční analýzou zjistili nárůst o 25 % a 9 %, zatímco ve vertikální složce reakční síly se vliv zrakové kontroly neprojevil. Wearing et al. (2003) proto zastávají názor, že využití frekvenčních údajů je senzitivnější analytická technika pro ohodnocení chůze. Tato zjištění mají metodologický důsledek pro výzkumy, v kterých je reakční síla využívána k popisu a ohodnocení anomálií v krokovém cyklu.

K podobnému závěru dospěli již o několik let dříve také Giakas a Baltzopoulos (1997). Ti se zabývali oblastí časové a frekvenční analýzy variability a symetrie reakčních sil při chůzi. Giakas a Baltzopoulos (1997) zastávali názor, že je důležitější zkoumat vývoj a oscilace sil během krokového cyklu než izolované časové proměnné, jako je např. čas, ve kterém dosáhla síla svého maxima. Frekvenční analýza charakterizuje periodické signály ve smyslu harmonických koeficientů, a proto kvantifikuje model silově-časových křivek.

Účelem této studie bylo prozkoumat frekvenční obsah normální chůze prostřednictvím harmonické analýzy reakční síly, změřit variabilitu reakční síly využitím časových a frekvenčních parametrů a otestovat symetrii mezi pravou a levou dolní končetinou také prostřednictvím analýzy časových a frekvenčních parametrů reakční síly. Studie se zúčastnilo 10 zdravých mužů (věk: $23,3 \pm 2,4$ let, hmotnost: $76,4 \pm 3,1$ kg), kteří chodili naboso přes 15 m dlouhý chodník se silovou plošinou zamontovanou uprostřed. Účastníci studie byli instruováni tak, aby chodili přirozeně bez soustředění se na silovou plošinu. Nejprve bylo provedeno 10-15 pokusů pro seznámení se s experimentální procedurou a pro stanovení místa startu každého pokusu, poté bylo provedeno 10 platných pokusů. Data o silách ve směru vertikálním, anterio-posteriorním a medio-laterálním byla zaznamenána AMTI multikomponentním systémem silových plošin spojeným prostřednictvím DT2801A A/D konvertoru s osobním počítačem (frekvence snímání dat 20 Hz).

Výsledky studie ukazují, že průměrné hodnoty získané z deseti pokusů analýzou frekvenčního obsahu reakčních sil splňují akceptovatelné limity variability ($< 10\%$) a potvrzují hypotézu symetrické chůze. S těmito výsledky se shodují výsledky analýzy časových parametrů reakčních sil v anterior-posteriorním a vertikálním směru. Giakas a Baltzopoulos (1997) uvádí, že představa lidské chůze jako symetrické činnosti byla prokázána pouze prostřednictvím harmonické analýzy, zatímco variabilita časových parametrů medio-laterální komponenty reakční síly ukazovala významnou asymetrii mezi pravou a levou končetinou. Giakas a Baltzopoulos předpokládali původ těchto rozdílů ve vysoké variabilitě medio-laterálních sil a časových parametrů. Pro porovnání reakčních sil tedy doporučují využít frekvenční analýzu jako více vhodnou proceduru.

Maupas, Paysant, Datie, Martinet a André (2002) použili ve své studii bilaterální elektrogoniometrické monitorování pohybů kolen při chůzi, aby demonstrovali existenci úhlové asymetrie mezi dolními končetinami u zdravých osob. Výzkumu se zúčastnilo 40 zdravých, pravidelně nesportujících dobrovolníků (21 mužů a 19 žen), kteří měli za úkol vyjít 11 schodů nahoru a dolů (každý schod byl vysoký 16 cm) a projít 25 m po rovině. K monitorování byl použit elektrogoniometr (M180, Penny and Giles Biometrics Limited,

Pontllanfraith, Blackwood Gwent, NP2 2YD, UK) upevněný z laterální strany kolenních kloubů účastníků experimentu. Dále Maupas et al. (2002) testovali koncentrickou sílu flexorů a extenzorů kolene na dynamometru Cybex 350 (Cybex, Division of Lumex, Inc., 2100 Smithtown Avenue, Ronkonkoma, NY 11779). Funkční asymetrii dolních končetin porovnávali Maupas et al. s lateralitou horních a dolních končetin i lateralitou oka. Testování dominance dolních končetin bylo založeno na dřívějších zkušenostech autorů a obsahovalo 17 různých aktivit, které Maupas et al. rozdělili do tří kategorií definujících tzv. „effector foot“, kterou si člověk zvolí pro kopnutí míče do brány, tzv. „static support foot“, na které udrží co nejdéle rovnováhu a tzv. „dynamic support foot“, která je využita pro odraz při skoku vysokém nebo dalekém. Ve všech případech byla dolní končetina použitá k provedení požadovaného úkolu považována za preferovanou.

Zajímavé jsou v této studii výsledky testů lateraloty. Pro testovaný soubor osob platí sice stejně jako pro běžnou populaci, že většinu představují jedinci s dominantní pravou rukou, nohou i okem, ale pravá noha se vyskytuje ve většině případů jako preferovaná jak pro statickou oporu, tak pro vykonávání požadovaných dynamických úkolů. Tento jev je v rozporu s konceptem funkční asymetrie, podle kterého jedna dolní končetina (dominantní) slouží k dynamickým činnostem, zatímco druhá (nedominantní) je využívána především pro oporu a stabilitu (viz Sadeghi, Allard, & Duhaime, 1997; Seeley, Umberger, & Shapiro, 2008).

Maupas, Paysant, Datie, Martinet a André (2002) zjistili, že u 25 (62,5 %) účastníků je přítomna asymetrická maximální flexe v kolenním kloubu. Rozdíl byl větší nebo rovný 5°. Maupas et al. (2002) nazvali tento typ asymetrie jako 'úhlová převaha'. Mezi uvedenou asymetrií a sledovanou lateralitou se neprokázala vzájemná souvislost. Maupas et al. předpokládali, že nezávislost jimi definované úhlové převahy a lateraloty by mohla dokazovat existenci spinálních generátorů lokomoce (tzv. „spinal pattern/stepping generators“), doloženou v mnoha výzkumech provedených na zvířatech. Síla testovaných flexorů a extenzorů kolenního kloubu korelovala s pohlavím a rychlostí pohybu, ale nebyl sledán signifikantní rozdíl mezi pravou a levou či preferovanou a nepreferovanou dolní končetinou.

Využití silových plošin není jedinou možností měření reakčních sil při chůzi. V některých studiích výzkumníci použili čidla zabudovaná přímo ve speciálně upravené obuvi. Jeleń, Wit, Dudziński a Nolan (2008) měřili vertikální složku reakční síly během několika krokových cyklů (přibližně 38 kroků) u 77 zdravých jedinců (25 mužů a 52 žen) pomocí systému Computer Dyno Graphy in-sole system[®]. Křivky (nazvané linie chůze), jež byly získány z jednotlivých bodů působíště reakční síly během přenášení váhy přes chodidlo, byly

porovnány s daty získanými od pěti účastníků s patologickou chůzí z důvodu diskopatie v oblasti bederní páteře. Účelem této studie bylo poskytnout dostatečné množství referenčních dat pro zvýšení přesnosti rozlišení normální a patologické chůze nebo míry asymetrie. Jeleń et al. (2008) vypočítali koeficient asymetrie křivky pro levou i pravou dolní končetinu u každého probanda. Tento koeficient asymetrie (AsC) byl zakreslen do grafu jako funkce délky chodidla (vzdálenost pata – špička).

Nejnižší odchylka linie chůze od totální symetrie u zdravých účastníků byla pozorována na začátku stojné fáze. Po překonání počátečních 10 % délky chodidla byla naměřena 10-12 % asymetrie. Tento stav se téměř neměnil do doby dosažení přibližně 80 % délky chodidla, kde narostla na 12-15 % a poté se opět vrátila k nule. Je zde tedy patrný nárůst asymetrie v akcelerační fázi, nejvíce těsně před nebo během odrazu. Určitý stupeň asymetrie chůze zdravých jedinců může být považován za výsledek funkčních rozdílů mezi dolními končetinami. Jeleń, Wit, Dudziński a Nolan (2008) přisuzují existenci funkčních rozdílů odlišnému přispívání dolních končetin různou měrou a načasováním k přesunu těla vpřed, což může být vysvětleno dominancí končetin či lateralitou.

Na závěr literárního přehledu lze shrnout, že lidská chůze, jakkoliv už byla prozkoumána, zůstává stále částečně zahalena rouškou tajemství. Dosud nebylo vysloveno všeobecně akceptovatelné vysvětlení nestejného chování dolních končetin při chůzi. Někteří autoři navrhují myšlenku funkční asymetrie, která by vysvětlovala nedostatek dokonalé koordinace mezi dolními končetinami. Podle této teorie přispívá nedominantní dolní končetina více k opoře a člověk se na ni v tomto směru více spoléhá. Dolní končetina označovaná jako dominantní má spíše funkci odrazovou, více se podílí na přesunu těla vpřed. Komplikujícím faktorem je míra vyjádření lateralit, která je u každého jedince zcela individuální, a proto se také rozdíly mezi akcí dolních končetin při chůzi manifestují u každého jedince jinak. Ani dnes tedy není jasné, jak posuzovat bilaterální rozdíly v chůzi zdravých osob. V řadě studií byly objeveny rozdíly mezi dolními končetinami při chůzi, avšak interpretace těchto výsledků se liší. Někteří autoři (Giakas & Baltzopoulos, 1997; Lythgo, Wilson, & Galea, 2011) nepovažují získané údaje za dostatečně významné a přiklánějí se k tvrzení, že chůze je zcela symetrický globální pohyb, jiní rozdíly v chování dolních končetin při chůzi zdůrazňují a považují je za projev asymetrie (Jeleń, Wit, Dudziński, & Nolan, 2008; Sadeghi, Allard, & Duhaime, 1997; Seeley, Umberger, & Shapiro, 2008). Dalším zajímavým názorem je myšlenka, že asymetrie v akci dolních končetin je při chůzi přítomna na lokální úrovni, zatímco v globálním pohledu se dolní končetiny chovají

symetricky, bez viditelných rozdílů (Sadeghi, 2003). Dokud nebudou provedeny další přesné výzkumy, nebudeme o symetrii či asymetrii dolních končetin vědět více.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle

Cílem práce je zjistit, jaký vliv má různé zahájení krokového cyklu na dynamickou strukturu chůze.

Zjistit a porovnat rozdíly mezi pravou a levou dolní končetinou a možný vliv jejich dominance (laterality) na výsledky dynamické analýzy chůze.

3.2 Vědecké otázky

1. Ovlivňuje pořadí, ve kterém dolní končetiny nakračují na měřicí plošiny, dynamickou strukturu chůze?
2. Jak velký je rozdíl mezi první a druhou náročnou končetinou?
3. Existuje rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při chůzi?
4. Jak se projevují problémy zmíněné v otázce 1 až 3 v situaci přídatné zátěže?

3.3 Hypotézy

H1

Způsob nakročení na měřicí plošiny významně ovlivňuje výsledky dynamické analýzy chůze.

H2

Předpokládáme rozdíl v působení dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi.

H3

Předpokládáme, že přídatná zátěž bude mít významný vliv na výsledky dynamické analýzy krokového cyklu.

H0

Není rozdíl mezi testovanými parametry ve výše zmíněných případech.

4 METODIKA VÝZKUMU

Výzkum vlivu zahájení krokového cyklu na dynamickou analýzu chůze proběhl v těchto fázích:

- výběr skupiny probandů
- změření tělesných proporcí probandů a vypočtení externí zátěže
- testování laterality dolních končetin
- vlastní měření tenzometrickými plošinami
- zpracování získaných dat
- statistické zpracování získaných dat

Výzkumné měření a zpracování dat se uskutečnilo na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v době od ledna 2011 do března 2011.

4.1 Charakteristika testovaného souboru

Výzkumu se zúčastnilo 20 žen ve věku 23-25 let (tělesná výška: $1,68 \pm 0,06$ m a hmotnost: $63 \pm 8,3$ kg). Do výzkumné skupiny byly zahrnuty pouze zdravé ženy, bez známek postižení pohybového aparátu, bez závažných úrazů dolních končetin a páteře či neurologického onemocnění v anamnéze. Všechny účastnice výzkumu byly předem seznámeny s průběhem a účelem měření. Všechny souhlasily s využitím získaných dat pro dynamickou analýzu chůze. Charakteristické znaky testovaného souboru jsou uvedeny v Tabulce 1.

4.2 Určení externí zátěže

Zátěžový systém tvořila horolezecká krosna upravená tak, aby na ní mohlo být připevněno závaží v horní a dolní části rámu, přesně uprostřed. Tím bylo vyloučeno ovlivnění chůze nerovnoměrným zatížením zad. Samotnou krosnu vážící 4,5 kg bylo možné prostřednictvím nastavitelných ramenních popruhů přizpůsobit tělesným proporcím probandů tak, aby bylo nošení zátěže co nejpohodlnější a nejstabilnější.

Tělesná hmotnost každé účastnice výzkumu byla změřena na silových plošinách před samotným měřením chůze. Z tělesné váhy každého probanda bylo vypočítáno 25 % a tato hmotnost byla využita při testování chůze se zátěží. Získanou velikost externí zátěže jsme zaokrouhlili s přesností na 0,5 kg. Individuální velikost externí zátěže byla nastavena pomocí

několika kotoučů o různé hmotnosti připevněných na kovový rám krosny. V Tabulce 1 jsou uvedeny hodnoty externí zátěže u jednotlivých probandů.

Tabulka 1. Charakteristické znaky testovaného souboru

Proband	Pohlaví	Věk	Těl. výška (cm)	Těl. váha (kg)	Zátěž (kg)	P / L
1	žena	24	163	61	15	P
2	žena	25	168	72	18	P
3	žena	23	165	65	16	P
4	žena	23	178	75	19	P
5	žena	25	173	72	18	P
6	žena	24	168	63	16	P
7	žena	23	178	68	17	P
8	žena	25	157	54	13,5	P
9	žena	23	160	50	12,5	P
10	žena	25	177	83	21	P
11	žena	23	163	55	14	P
12	žena	24	168	51	18	P
13	žena	25	169	56	14	P
14	žena	23	172	65	16	P
15	žena	24	166	63	16	P
16	žena	25	170	60	15	P
17	žena	24	165	60	15	P
18	žena	25	175	67	17	P
19	žena	23	166	58	14,5	P
20	žena	24	168	62	15,5	P

Vysvětlivky:

P / L - pravá nebo levá dominantní dolní končetina

Externí zátěž o velikosti čtvrtiny tělesné hmotnosti jsme zvolili podle výsledků předchozího výzkumu vlivu externí zátěže na dynamickou analýzu chůze, jenž proběhl na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Mathews, 2008; Titěra, 2008). Původní doporučovanou velikost externí zátěže, která představovala 30 % tělesné hmotnosti, jsme redukovali na 25 % z důvodu velkého počtu předcházejících pokusů bez zátěže a následných projevů únavy při chůzi se značnou zátěží.

4.3 Testování laterality dolních končetin

Pro testování laterální preference jsme použili test kopu tenisového míče do branky. Každý proband měl tři pokusy, při kterých se snažil umístit tenisový míč do branky ze vzdálenosti 2 metrů. Ke zjištění laterální dominance jsme využili modifikovaný dotazník na testování laterality (Příloha 1).

4.4 Charakteristika použitých výzkumných metod

Výzkumné měření bylo provedeno v biomechanické laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii, kde jsme byli schopni zajistit měření standardním způsobem za standardních podmínek.

Pro hodnocení chůze při různém zahájení krokového cyklu jsme zvolili metodu měření reakčních sil podložky pomocí dvou tenzometrických plošin. Současně s tímto měřením byl prováděn na stejném souboru probandů výzkum postavení trupu při různém vykročení a s různou zátěží, a to metodou kinematické analýzy chůze.

Získaná data byla pořízena v systému Kistler a následně zpracována pomocí softwaru BioWare. Data byla dále zpracována v programech MatLab, Microsoft Excel a Statistica (verze 9).

4.5 Technické zařízení použité při měření

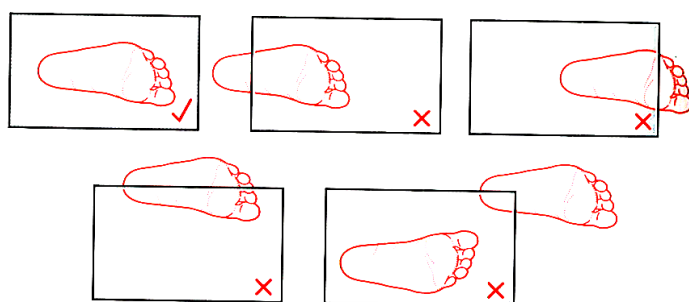
Pro měření reakčních sil jsme zvolili dvě tenzometrické plošiny Kistler. Vzhledem k různým variantám chůze, při kterých bylo nutné zajistit měření buď pravé, nebo levé dolní končetiny jako první, jsme zvolili umístění plošin v řadě za sebou, abychom se změnou varianty chůze nemuseli měnit jejich postavení. Silové plošiny byly zabudovány do dřevěného chodníku dlouhého 6 m, aby nevyčnívaly nad terén, po kterém probandi chodili.

Dvě silové plošiny Kistler (typ 9286AA, 40 x 60 cm) byly využity pro měření všech tří komponent reakční síly. Data byla snímána frekvencí 1000 Hz. Signály zaznamenané plošinami byly zpracovány pomocí softwaru BioWare v osobním počítači. Čas všech pokusů chůze byl měřen pomocí dvou fotobuněk rozmístěných ve vzdálenosti 3 m od sebe ve středu délky chodníku, aby měřily rychlost přirozeného pohybu. Záznam času z fotobuněk byl zaokrouhlen na dvě desetinná místa a použit pro výpočet rychlosti chůze v jednotlivých pokusech každého probanda.

4.6 Organizace a průběh měření

Před zahájením měření byla každá účastnice výzkumu seznámena s průběhem a účelem měření. Poté vyplnila jednoduchý dotazník zjišťující laterální dolních končetin (Příloha 1) a byla vyzvána, aby se pokusila umístit tři tenisové míče do branky ze vzdálenosti 2 m. Poté byla každá osoba zvážena na silové plošině v klidném stoji a z její tělesné hmotnosti byla stanovena velikost externí zátěže a připravena krosna pro pokusy se zátěží (Tabulka 1). Před samotným měřením byly změřeny délky končetin každé osoby a připevněny reflexní značky na dané anatomické body pro kinematickou analýzu trupu probíhající současně s měřením reakčních sil.

Každé účastnici výzkumu bylo vysvětleno, že cílem měření je získat údaje o její přirozené chůzi. Instruovali jsme měřené osoby, aby chodily přirozeně, komfortní rychlostí, bez cílené pozornosti na plošiny. Výzkumné osoby jsme nenabádali, aby se během chůze dívaly na protější stěnu ve výšce očí, ale spíše dopředu na zem, na konec chodníku, po kterém chodily. Při všech pokusech chodily testované osoby naboso. Před každou variantou vykročení bylo provedeno několik cvičných pokusů pro zjištění startovací pozice, aby testované osobě vyšel krok v požadovaném pořadí na plošiny (první pravá, druhá levá dolní končetina nebo první levá, druhá pravá dolní končetina). Počet cvičných pokusů byl u každé účastnice výzkumu individuální. K samotnému měření jsme přešli, až když bylo dosaženo alespoň dvou po sobě jdoucích správných cvičných pokusů. Pokus jsme považovali za vyhovující, pokud se každá končetina dotkla jedné plošiny ve správném pořadí přibližně uprostřed, přičemž nedošlo k dotyku druhé končetiny s touto plošinou (Obrázek 11).



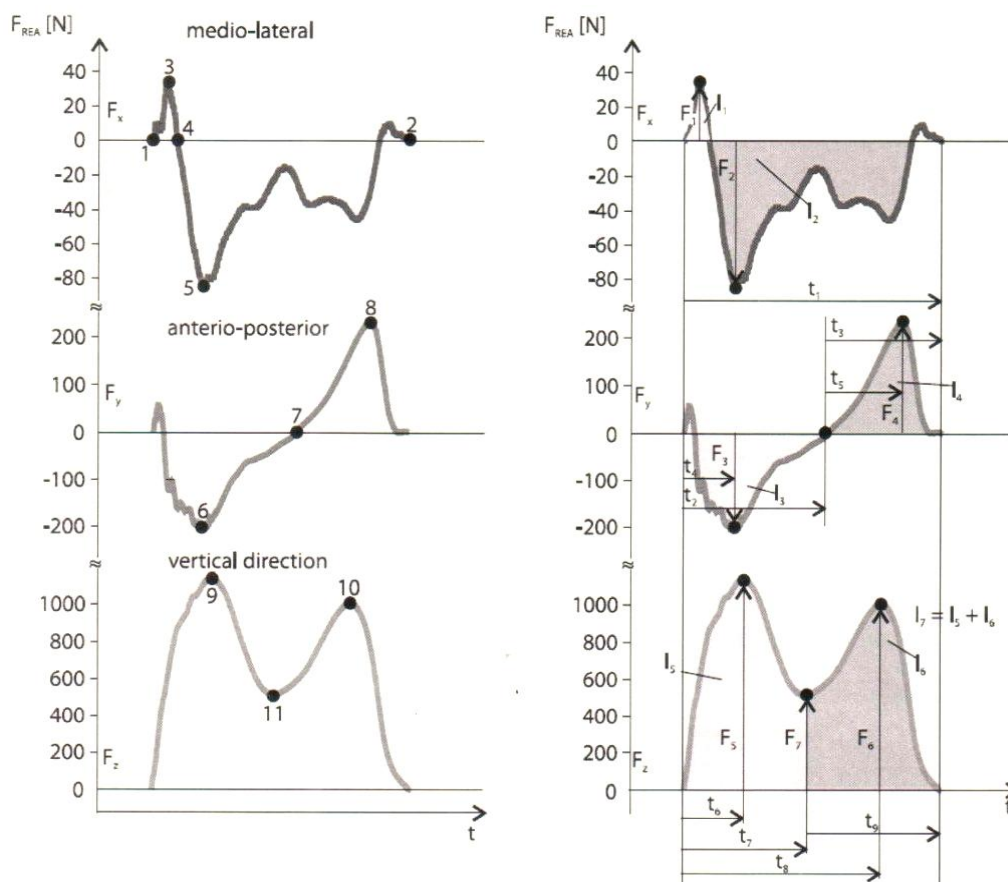
Obrázek 11. Správné a neplatné nakročení na měřící plošiny (Kirtley, 2006, 88)

Pokusy byly provedeny v tomto pořadí: 1) chůze bez zátěže s nakročením pravé dolní končetiny na první a levé dolní končetiny na druhou plošinu, 2) chůze bez zátěže s nakročením levé dolní končetiny na první a pravé dolní končetiny na druhou plošinu, 3) chůze se zátěží s nakročením pravé dolní končetiny na první a levé dolní končetiny na druhou

plošinu, 4) chůze se zátěží s nakročením levé dolní končetiny na první a pravé dolní končetiny na druhou plošinu (Příloha 2). Pro chůzi bez zátěže jsme změřili 15 platných pokusů při zahájení měřeného krokového cyklu každou dolní končetinou. Pro chůzi se zátěží jsme vybrali 5 platných pokusů pro obě varianty zahájení měřeného krokového cyklu.

4.7 Dynamická analýza chůze

Typické křivky reakční síly znázorňují jeden krok snímaný dynamometrickou plošinou ve třech základních směrech (Obrázek 12). Medio-laterální složka reakční síly je ukazatelem korekce rovnováhy a vykazuje největší variabilitu. Anterio-posteriorní složka popisuje proměnné ve fázi brzdivé a akcelerační ve ventro-dorsálním směru. Vertikální složka znázorňuje průběh zatížení plosky během stojné fáze. V grafu na Obrázku 12 jsou zakresleny klíčové body těchto křivek, které byly v programu MatLab vybrány pro další zpracování. Ihned po provedení pokusu byla možná vizuální kontrola křivek grafu znázorněných pomocí softwaru BioWare na osobním počítači (Příloha 3). Okamžitě jsme touto zpětnou kontrolou vyloučili chybné nebo chybně zaznamenané pokusy, při kterých vznikly nefyziologické křivky reakční síly, a pokus zopakovali, pokud to bylo nutné.



Obrázek 12. Základní složky reakční síly a časové a silové proměnné reakční síly (Vaverka & Elfmark, 2006, 537)

Vysvětlivky k Obrázku 12:

Medio-laterální rovina (Fx)

- t1 - doba trvání jednoho kroku
- F1 - maximální hodnota laterální síly na levou stranu
- F2 - maximální hodnota laterální síly na pravou stranu
- I1 - impulz laterální síly Fx na levou stranu
- I2 - impulz laterální síly Fx na pravou stranu

Anterio-posteriorní rovina (Fy)

- t2 - doba trvání brzdivé fáze
- t3 - doba trvání akcelerační fáze
- t4 - čas dosažení maximální síly Fy v brzdivé fázi
- t5 - čas dosažení maximální síly Fy v akcelerační fázi
- F3 - maximální hodnota síly Fy v brzdivé fázi
- F4 - maximální hodnota síly Fy v akcelerační fázi
- I3 - impulz síly Fy v brzdivé fázi
- I4 - impulz síly Fy v akcelerační fázi

Vertikální rovina (Fz)

- t6 - čas, ve kterém dosáhla síla Fz prvního maxima
- t7 - čas dosažení minimální síly Fz
- t8 - čas, ve kterém dosáhla síla Fz druhého maxima
- t9 - čas od dosažení minimální síly Fz do konce kroku
- F5 - maximální hodnota síly Fz v brzdivé fázi
- F6 - maximální hodnota síly Fz v akcelerační fázi
- F7 - minimální hodnota síly Fz
- I5 - impulz síly Fz v brzdivé fázi
- I6 - impulz síly Fz v akcelerační fázi
- I7 - celkový impulz vertikální síly ($I7 = I5 + I6$)

4.8 Zpracování výsledků

Získaná data byla analyzována softwarem BioWare za účelem zjištění časových proměnných, silových proměnných, silových impulzů a indexů symetrie pravé a levé dolní končetiny. Křivky jednotlivých sil byly vyhodnoceny v programu MatLab a výsledné hodnoty přeneseny do programu Microsoft Excel. Hodnoty všech proměnných byly pro každou variantu chůze zprůměrovány ze všech pokusů každého probanda. U vybraných parametrů bylo následně provedeno statistické zpracování programem Statistica (verze 9). K vyhodnocení byly použity základní statistické charakteristiky – aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Dalšími použitými metodami byly analýza rozptylu při opakovaných měřeních (ANOVA) a párový *t*-test. Směrodatná pro nás byla hladina statistické významnosti.

Při prezentaci výsledků (Tabulka 2 až 9) užíváme statistické významnosti na hladině $p < 0,05$ a $p < 0,01$ a v situaci, kdy $p < 0,10$, uvádíme přímo hodnotu *p*, aby bylo zřejmé, že i v těchto případech se rozdíl blíží statistické významnosti.

5 VÝSLEDKY

Vliv různého zahájení krokového cyklu na dynamickou analýzu chůze jsme zkoumali ve dvou případech: 1) chůze bez zátěže, 2) chůze se zátěží o velikosti 25 % individuální tělesné hmotnosti každého účastníka výzkumu. Pro přehlednost tedy rozdělujeme výsledky do těchto dvou kapitol. Časové proměnné (t_n), silové proměnné (F_n) a silové impulzy (I_n) jsou znázorněny v grafu na Obrázku 12.

5.1 Výsledky dynamické analýzy chůze bez zátěže

Z důvodu velkého množství zpracovaných dat jsou výsledky rozdělené na: 1) časové proměnné a rychlost chůze, 2) silové proměnné a silové impulzy a 3) indexy symetrie.

5.1.1 Časové proměnné a rychlost chůze

Rozdíl mezi rychlostí chůze při vykročení pravou nebo levou dolní končetinou nebyl statisticky významný na zvolené hladině významnosti ($p = 0,077$), rychlost chůze při zahájení pokusů pravou dolní končetinou byla vyšší. U měřených časů jednoho krokového cyklu a fáze dvojí opory se statisticky významný rozdíl neprojevil (Tabulka 2).

Časové proměnné chůze bez zátěže jsou uvedeny v Tabulce 4. Doba jednoho kroku (t_1) byla vždy kratší na té končetině, která první dokračovala na měřicí plošinu. Statisticky významný rozdíl ($p < 0,01$) byl naměřen na pravé dolní končetině. Stejně výsledky nacházíme také v čase t_9 . Obdobný mechanismus se objevuje také v době trvání akcelerační fáze (t_3) a čase dosažení maxima akcelerační síly (t_5) v antero-posteriorní rovině. Zde se však větší rozdíl nachází u levé dolní končetiny. V čase t_3 i t_5 byl statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) mezi pravou a levou dolní končetinou v případě vykročení levou končetinou jako první. Statisticky významný rozdíl v nakročení byl nalezen pouze u pravé dolní končetiny a to v čase t_1 ($p < 0,01$), t_9 ($p < 0,01$), t_3 ($p < 0,05$) a zvolené hladině statistické významnosti se blížil v čase t_5 ($p = 0,072$).

5.1.2 Silové proměnné a silové impulzy

Nejvíce statisticky významných rozdílů bylo u těchto proměnných naměřeno v medio-laterálním směru (Tabulka 5). Síla F_1 byla naměřena vždy výrazně vyšší na levé dolní končetině ($p < 0,05$) a naopak síla F_2 byla ve všech variantách vyšší na pravé dolní končetině ($p < 0,01$). V této rovině byl prokázán signifikantní rozdíl mezi dominantní (pravou) a nedominantní (levou) dolní končetinou (rozdíl první pravá x první levá i druhá pravá x druhá levá). V antero-posteriorním směru se objevoval velký rozdíl mezi brzdovou a akcelerační

fázi. Zatímco v akcelerační fázi nebyly žádné signifikantní rozdíly mezi pravou a levou dolní končetinou ani v pořadí nakročení, ve fázi brzdivé (tlumení pohybu) byly zjištěny rozdíly mezi končetinami v případě nakročení pravou končetinou jako první ($p = 0,098$), přičemž maximální síla ($F3$) pro první pravou končetinu byla větší. Stejně výsledky, ale s ještě větším zvýrazněním, byly zjištěny také v případě vykročení levé dolní končetiny jako první ($p < 0,01$). V antero-posteriorní rovině byly vždy síly akcelerační větší než síly brzdivé. V průběhu brzdivé fáze ve vertikální rovině se akcentoval rozdíl mezi maximální silou ($F5$) pro pravou a levou končetinu při vykročení první pravou, ale i levou dolní končetinou ($p < 0,05$). U této proměnné byl nalezen také statisticky významný rozdíl ($p < 0,01$) při různém pořadí nakročení levou dolní končetinou (rozdíl první levá x druhá levá končetina). Při zkoumání brzdivých a akceleračních sil ve vertikální rovině bylo zjištěno, že u končetiny, která nakračuje na měřicí plošiny jako první, je vyšší síla brzdivá, zatímco u druhé končetiny je větší síla akcelerační. V těchto rozdílech se výrazně projevil vliv různého nakročení na brzdění pohybu těla vpřed.

Téměř totožné byly výsledky měření zjištěny pro relativní síly. Nejvýraznější rozdíly byly zjištěny u síly $F2r$, kdy hodnoty pro pravou dolní končetinu výrazně převyšovaly hodnoty síly $F2r$ vlevo ($p < 0,01$). U síly $F3r$ nebyl zjištěn rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou v případě vykročení pravou nohou jako první, avšak přetrvával statisticky významný rozdíl v pokusech začínajících levou dolní končetinou mezi pravou a levou stranou ($p < 0,01$) a také rozdíl v síle $F3r$ pro levou dolní končetinu, pokud dokročila první nebo druhá na měřicí plošinu ($p < 0,01$).

U silového impulsu $I1$ byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou při vkročení pravou nohou jako první na silovou plošinu ($p < 0,01$) a rozdíl mezi pokusy, při nichž dokračovala pravá nebo levá končetina jako druhá na plošinu ($p < 0,05$). V obou případech byl tento impuls větší na levé straně. Naopak impuls $I2$ byl výrazně vyšší na pravé straně ve srovnání s levou ve všech variantách. Impuls síly $I3$ v brzdivé fázi byl větší na straně té končetiny, která nakročila na plošinu jako první. Statisticky významné rozdíly se objevily v akcelerační fázi, ve které byl vždy vyšší impuls síly $I4$ na končetině, která dokročila jako druhá. Statisticky významný rozdíl v pořadí nakročení byl zjištěn pro levou dolní končetinu ($p < 0,05$). Z těchto výsledků je patrné, že první končetina dokračující na plošinu více brzdí pohyb těla vpřed, zatímco v pořadí druhá končetina se více odráží vpřed.

5.1.3 Indexy symetrie

Statisticky významné rozdíly byly u těchto proměnných zjištěny pouze v antero-posteriorní rovině (Tabulka 6). Rozdíl v indexech symetrie spočítaných pro dobu trvání brzdivé (t2) a akcelerační (t3) fáze byl statisticky významný mezi pravou a levou končetinou v případě, kdy nakročila jako první levá dolní končetina ($p < 0,05$) a vždy byl tento index $S_{t2,3}$ větší pro první náročnou končetinu, což značilo delší čas brzdivé fáze. Rozdíl mezi indexy symetrie pro impuls síly v brzdivé (I3) a akcelerační (I4) fázi $S_{I3,4}$ byl statisticky významný mezi pravou a levou končetinou v případě vykročení první levou dolní končetinou ($p < 0,05$) v porovnání s vykročením pravou končetinou jako první, kde se tento rozdíl pouze blížil zvolené hladině statistické významnosti ($p = 0,068$). Statisticky velmi významný rozdíl v indexech symetrie $S_{I3,4}$ byl mezi pokusy s různým vykročením levou dolní končetinou ($p < 0,01$). Také u těchto proměnných platilo, že u první končetiny, jež nakročila na měřicí plošinu, byl vyšší impuls I3 v brzdivé fázi, zatímco u druhé končetiny impuls I4 v akcelerační fázi.

5.2 Výsledky dynamické analýzy chůze se zátěží

5.2.1 Časové proměnné a rychlost chůze se zátěží

Rychlost chůze byla v porovnání s rychlostí chůze bez zátěže nižší a objevil se zde statisticky významný rozdíl mezi pokusy začínajícími nakročením pravé nebo levé dolní končetiny ($p < 0,05$), přičemž pro pokusy začínající levou končetinou byla změřena vyšší průměrná rychlost chůze. Doba trvání jednoho krokového cyklu a doba fáze dvojí opory nebyla signifikantně rozdílná pro pravou a levou stranu (Tabulka 3).

Časové proměnné chůze se zátěží jsou uvedeny v Tabulce 7. U všech časových proměnných byl zjištěn nejdelší čas pro levou dolní končetinu v případě, že nakračuje jako druhá v pořadí. Pro dobu trvání jednoho kroku (t1) opět platí, že první krok je kratší, v případě chůze se zátěží byl však rozdíl statisticky významný na levé dolní končetině ($p < 0,01$). Dále se také objevil rozdíl mezi končetinami při vykročení na měřicí plošiny první pravou dolní končetinou ($p < 0,01$). V porovnání s chůzí bez zátěže nebyly v tomto případě zjištěny statisticky významné rozdíly v časech t3 a t5, zato se objevil rozdíl v čase t6 (čas výskytu maximální síly brzdivé fáze ve vertikálním směru) blížící se statistické významnosti ($p = 0,058$) mezi dolními končetinami při nakročení pravou končetinou jako první a statisticky významné rozdíly v čase t8 (čas naměřeného maxima síly akcelerační fáze ve vertikálním směru). Čas t8 byl vždy kratší pro první dolní končetinu, s větším zdůrazněním

v případě, kdy pravá dolní končetina nakročila jako první ($p < 0,05$). Statisticky významný rozdíl byl také zjištěn u různého pořadí nakročení levou dolní končetinou ($p < 0,01$).

5.2.2 Silové proměnné a silové impulzy se zátěží

U této skupiny proměnných došlo k minimalizaci rozdílů (Tabulka 8). Jedině v medio-laterální rovině byly zaznamenány významné rozdíly u sil F2 a F2r, které byly vždy větší na pravé straně ($p < 0,01$), dále u impulzů sil I1 a I2 (stejně statisticky významné rozdíly jako při chůzi bez zátěže) a impulzu I7, u něhož se objevil rozdíl blížící se statistické významnosti mezi pravou a levou končetinou v případě nakročení pravé dolní končetiny jako první ($p = 0,094$). Při srovnání sil v brzdivé (F3 a F5) a akcelerační (F4 a F6) fázi v antero-posteriorní a vertikální rovině byla zjištěna v antero-posteriorním, ale i vertikálním směru vyšší síla akcelerační než síla brzdivá.

5.2.3 Indexy symetrie se zátěží

U těchto proměnných nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly mezi pravou a levou dolní končetinou a pořadím, ve kterém končetiny nakročily na silové plošiny (Tabulka 9).

5.3 Srovnání rozdílů proměnných v chůzi se zátěží a bez zátěže

Rychlost chůze se zátěží byla pomalejší a všechny časové proměnné větší než při chůzi bez zátěže. Bez zátěže byla rychlost vyšší u pravé dolní končetiny, zatímco se zátěží u levé dolní končetiny. U první náročné dolní končetiny byl se zátěží zjištěn kratší čas kroku nebo dřívější dosažení maxima konkrétní síly než u končetiny kráčející jako druhé v pořadí. Mezi časově proměnnými se statisticky významné rozdíly vyskytly v akcelerační fázi. Silové proměnné se statisticky významně lišily naopak ve fázi brzdivé, a to pouze v případě chůze bez zátěže.

Analýzou časových proměnných byl u chůze bez zátěže zjištěn rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou při zahájení krokového cyklu levou dolní končetinou a vliv nakročení (rozdíl první x druhá stejná končetina) vpravo. Odlišné výsledky však byly odhaleny při chůzi se zátěží – rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou v případě, kdy nakračovala jako první pravá dolní končetina. Analýzou silových proměnných byl zjištěn vliv nakročení na levé dolní končetině ($p < 0,01$) ve vertikální rovině (F5). U síly F3 ($p < 0,01$) a silových impulzů I3 ($p < 0,01$) a I4 ($p < 0,05$) byl zjištěn statisticky významný vliv nakročení na levé dolní končetině v antero-posteriorní rovině.

Rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou, který by podpořil myšlenku vlivu laterality na asymetrii chůze, byl shledán významným na zvolených hladinách statistické významnosti $p < 0,01$ nebo $p < 0,05$ pouze v medio-laterální rovině při chůzi bez zátěže (proměnné F1, F2, F1r, F2r, I2) i se zátěží (proměnné F2, F2r, I1, I2). Nejvýznamnější rozdíly ($p < 0,01$) byly zaznamenány v laterálních silách F2, relativních silách F2r a impulzech sil I2 vznikajících během zatěžování ve fázi opory, pokud jsme srovnali výsledky naměřené na pravé dolní končetině s výsledky naměřenými na levé dolní končetině v situaci, kdy obě nakračovaly jako první, se situací, kdy nakračovaly jako druhé v pořadí.

Při chůzi se zátěží nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly kromě sil F2 a F2r působících v medio-laterální rovině. U těchto dvou sil se vyskytovalo nejvíce statisticky významných rozdílů ($p < 0,01$) v chůzi bez i se zátěží. Při chůzi bez zátěže byly zjištěny vyšší hodnoty v antero-posteriorní rovině na první ná kročné končetině v brzdivé fázi a na druhé končetině v akcelerační fázi silových proměnných i impulzů sil. Tento mechanismus se změnil při chůzi se zátěží, kdy v brzdivé fázi stále převažovala nadvláda první ná kročné končetiny, zatímco v akcelerační fázi byly vždy silové proměnné vyšší na levé dolní končetině bez ohledu na pořadí kroku (síly F4, F4r, F6, F6r).

Vliv zahájení krokového cyklu na velikost měřených proměnných, chůze bez zátěže

Tabulka 2. Rychlost pohybu, doba trvání krokového cyklu a fáze dvojí opory

Proměnná	P/L	\bar{x}	s	d	p
Rych	P	1,447	0,148	0,012	0,077
	L	1,435	0,158		
td	P	1,065	0,060	0,007	—
	L	1,071	0,062		
tz	P	0,079	0,011	0,002	—
	L	0,080	0,013		

Vliv zahájení krokové cyklu na velikost měřených proměnných, chůze se zátěží

Tabulka 3. Rychlost pohybu, doba trvání krokového cyklu a fáze dvojí opory

Proměnná	P/L	\bar{x}	s	d	p
Rych	P	1,323	0,129	0,011	*
	L	1,335	0,137		
td	P	1,122	0,071	0,001	—
	L	1,121	0,071		
tz	P	0,105	0,014	0,002	—
	L	0,104	0,015		

Vysvětlivky:

P/L - proměnné měřené pro pravou nebo levou dolní končetinu

\bar{x} - aritmetický průměr

s - směrodatná odchylka

|d| - rozdíl hodnot pro pravou a levou dolní končetinu

p - statistická významnost

Rych - rychlost chůze (m/s)

td - doba celého krokového cyklu

tz - doba trvání fáze dvojí opory

* p < 0,05; ** p < 0,01

Vliv zahájení krokového cyklu na velikost měřených proměnných, chůze bez zátěže

Tabulka 4. Časové proměnné

Poř.č.	Proměnná	Vy kročení / noha		\bar{x}	s	p		
						1	2	3
1	t1	P	P	0,569	0,036			
2			L	0,575	0,033	—		
3		L	P	0,579	0,040	**	—	
4			L	0,573	0,033	—	—	—
1	t2	P	P	0,336	0,026			
2			L	0,333	0,025	—		
3		L	P	0,334	0,030	—	—	
4			L	0,341	0,029	—	—	—
1	t3	P	P	0,233	0,023			
2			L	0,241	0,019	—		
3		L	P	0,245	0,026	*	—	
4			L	0,232	0,014	—	—	*
1	t4	P	P	0,101	0,007			
2			L	0,099	0,009	—		
3		L	P	0,101	0,008	—	—	
4			L	0,098	0,008	—	—	—
1	t5	P	P	0,178	0,021			
2			L	0,184	0,017	—		
3		L	P	0,188	0,025	0,072	—	
4			L	0,177	0,014	—	—	*
1	t6	P	P	0,132	0,021			
2			L	0,130	0,019	—		
3		L	P	0,133	0,021	—	—	
4			L	0,130	0,019	—	—	—
1	t7	P	P	0,294	0,024			
2			L	0,294	0,021	—		
3		L	P	0,294	0,020	—	—	
4			L	0,294	0,020	—	—	—
1	t8	P	P	0,456	0,029			
2			L	0,458	0,024	—		
3		L	P	0,461	0,032	—	—	
4			L	0,458	0,024	—	—	—
1	t9	P	P	0,275	0,020			
2			L	0,280	0,025	—		
3		L	P	0,285	0,029	**	—	
4			L	0,279	0,024	—	—	—

* p < 0,05; ** p < 0,01

Vysvětlivky:

Vykročení / noha – označení dolní končetiny, která nakročila na měřicí plošiny jako první

P	-	pravá dolní končetina
L	-	levá dolní končetina
\bar{x}	-	aritmetický průměr
s	-	směrodatná odchylka
p	-	statistická významnost
t1	-	doba trvání jednoho kroku
t2	-	doba trvání brzdivé fáze
t3	-	doba trvání akcelerační fáze
t4	-	čas dosažení maximální síly F_y v brzdivé fázi
t5	-	čas dosažení maximální síly F_y v akcelerační fázi
t6	-	čas, ve kterém dosáhla síla F_z prvního maxima
t7	-	čas dosažení minimální síly F_z
t8	-	čas, ve kterém dosáhla síla F_z druhého maxima
t9	-	čas od dosažení minimální síly F_z do konce kroku

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Vliv zahájení krokového cyklu na velikost měřených proměnných, chůze bez zátěže

Tabulka 5. Silové proměnné a impulzy sil (proměnné F1 – F3r)

Poř.č.	Proměnná	Vykročení / noha		\bar{x}	s	p		
						1	2	3
1	F1	P	P	24,752	9,465			
2			L	29,670	9,841	*		
3		L	P	25,927	8,533	—	—	
4			L	28,962	10,291	0,064	—	—
1	F2	P	P	37,628	7,943			
2			L	27,598	7,521	**		
3		L	P	34,625	6,868	*	**	
4			L	28,542	7,268	**	—	**
1	F3	P	P	138,730	36,119			
2			L	129,020	25,877	0,098		
3		L	P	129,665	25,124	—	—	
4			L	145,585	35,729	—	**	**
1	F4	P	P	161,230	24,439			
2			L	165,050	32,384	—		
3		L	P	161,310	28,206	—	—	
4			L	159,720	28,568	—	—	—
1	F5	P	P	739,760	125,885			
2			L	723,390	108,393	*		
3		L	P	727,870	110,599	—	—	
4			L	745,875	117,193	—	**	*
1	F6	P	P	739,265	88,788			
2			L	736,310	94,936	—		
3		L	P	731,870	89,639	—	—	
4			L	738,865	93,014	—	—	—
1	F7	P	P	394,790	59,477			
2			L	396,090	61,451	—		
3		L	P	402,595	64,051	—	—	
4			L	391,445	58,612	—	—	*
1	F1r	P	P	3,995	1,417			
2			L	4,800	1,490	*		
3		L	P	4,175	1,222	—	—	
4			L	4,675	1,547	0,063	—	—
1	F2r	P	P	6,120	1,177			
2			L	4,460	1,012	**		
3		L	P	5,645	1,002	0,052	**	
4			L	4,590	0,854	**	—	**
1	F3r	P	P	22,250	3,840			
2			L	20,895	3,277	—		
3		L	P	20,940	2,908	—	—	
4			L	23,455	4,069	—	**	**

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Vliv zahájení krokového cyklu na velikost měřených proměnných, chůze bez zátěže

Tabulka 5. Silové proměnné a impulzy sil (proměnné F4r – I5)

Poř.č.	Proměnná	Vykročení / noha		\bar{x}	s	p		
						1	2	3
1	F4r	P	P	26,140	2,680			
2			L	26,625	3,276	—		
3		L	P	26,095	3,012	—	—	
4			L	25,850	3,307	—	—	—
1	F5r	P	P	119,425	8,896			
2			L	117,030	7,956	0,055		
3		L	P	117,690	8,116	—	—	
4			L	120,590	8,779	—	**	*
1	F6r	P	P	119,875	5,202			
2			L	119,275	5,274	—		
3		L	P	118,655	5,164	—	—	
4			L	119,740	5,538	—	—	—
1	F7r	P	P	64,135	7,667			
2			L	64,280	7,243	—		
3		L	P	65,320	7,698	—	—	
4			L	63,640	7,798	—	—	0,0689
1	I1	P	P	0,961	0,448			
2			L	1,237	0,536	**		
3		L	P	0,999	0,386	—	*	
4			L	1,165	0,500	0,06	—	—
1	I2	P	P	9,948	3,576			
2			L	6,908	2,803	**		
3		L	P	9,578	3,247	—	**	
4			L	7,423	2,687	**	—	**
1	I3	P	P	20,832	4,723			
2			L	19,276	3,628	—		
3		L	P	19,416	3,053	—	—	
4			L	21,834	5,225	—	**	*
1	I4	P	P	18,923	2,682			
2			L	20,205	3,777	0,074		
3		L	P	19,991	3,729	—	—	
4			L	18,771	2,509	—	*	0,098
1	I5	P	P	150,390	24,448			
2			L	149,900	24,346	—		
3		L	P	149,550	21,504	—	—	
4			L	152,555	26,325	—	—	—

* p < 0,05; ** p < 0,01

Vliv zahájení krokového cyklu na velikost měřených proměnných, chůze bez zátěže

Tabulka 5. Silové proměnné a impulzy sil (proměnné I6 – I7)

Poř.č.	Proměnná	Vykročení / noha		\bar{x}	s	p		
						1	2	3
1	I6	P	P	147,500	22,253			
2			L	149,610	24,042	—		
3		L	P	152,175	27,041	0,077	—	
4			L	148,805	22,254	—	—	—
1	I7	P	P	297,890	43,532			
2			L	299,515	43,411	—		
3		L	P	301,720	44,442	0,058	—	
4			L	301,365	42,745	—	—	—

* p < 0,05; ** p < 0,01

Vysvětlivky:

Vykročení / noha - označení dolní končetiny, která nakročila na měřící plošiny jako první

- P - pravá dolní končetina
L - levá dolní končetina
 \bar{x} - aritmetický průměr
s - směrodatná odchylka
p - statistická významnost
F1 - maximální hodnota laterální síly na levou stranu
F2 - maximální hodnota laterální síly na pravou stranu
F3 - maximální hodnota síly Fy v brzdivé fázi
F4 - maximální hodnota síly Fy v akcelerační fázi
F5 - maximální hodnota síly Fz v brzdivé fázi
F6 - maximální hodnota síly Fz v akcelerační fázi
F7 - minimální hodnota síly Fz
F1r - hodnota síly F1 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
F2r - hodnota síly F2 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
F3r - hodnota síly F3 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
F4r - hodnota síly F4 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
F5r - hodnota síly F5 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
F6r - hodnota síly F6 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
F7r - hodnota síly F7 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
I1 - impulz laterální síly Fx na levou stranu
I2 - impulz laterální síly Fx na pravou stranu
I3 - impulz síly Fy v brzdivé fázi
I4 - impulz síly Fy v akcelerační fázi
I5 - impulz síly Fz v brzdivé fázi
I6 - impulz síly Fz v akcelerační fázi
I7 - celkový impulz vertikální síly (I7 = I5 + I6)

* p < 0,05; ** p < 0,01

Vliv zahájení krokového cyklu na velikost měřených proměnných, chůze bez zátěže

Tabulka 6. Indexy symetrie

Poř.č.	Proměnná	Vy kročení / noha		\bar{x}	s	p		
						1	2	3
1	S_t2,3	P	P	1,460	0,183			
2			L	1,393	0,137	—		
3		L	P	1,381	0,178	—	—	
4			L	1,478	0,155	—	0,093	*
1	S_I3,4	P	P	1,118	0,234			
2			L	0,966	0,123	0,068		
3		L	P	0,988	0,116	—	—	
4			L	1,168	0,211	—	**	*
1	S_t7,9	P	P	1,074	0,094			
2			L	1,062	0,127	—		
3		L	P	1,039	0,099	—	—	
4			L	1,065	0,113	—	—	—
1	S_I5,6	P	P	1,027	0,110			
2			L	1,015	0,143	—		
3		L	P	0,996	0,121	—	—	
4			L	1,035	0,154	—	—	—

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Vysvětlivky:

Vy kročení / noha – označení dolní končetiny, která nakročila na měřicí plošiny jako první

P - pravá dolní končetina

L - levá dolní končetina

\bar{x} - aritmetický průměr

s - směrodatná odchylka

p - statistická významnost

S_t2,3 - index symetrie doby trvání brzdivé (t2) a akcelerační (t3) fáze

S_I3,4 - index symetrie impulzů sil v brzdivé (I3) a akcelerační (I4) fázi

S_t7,9 - index symetrie doby trvání brzdivé (t7) a akcelerační (t9) fáze

S_I5,6 - index symetrie impulzů vertikálních sil (I5) a (I6)

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Vliv zahájení krokového cyklu na velikost měřených proměnných, chůze se zátěží

Tabulka 7. Časové proměnné

Poř.č.	Proměnná	Vykročení / noha		\bar{x}	s	p		
						1	2	3
1	t1	P	P	0,608	0,043			
2			L	0,619	0,040	**		
3		L	P	0,616	0,045	0,079	—	
4			L	0,609	0,039	—	**	—
1	t2	P	P	0,352	0,027	—		
2			L	0,360	0,033	—		
3		L	P	0,358	0,034	—	—	
4			L	0,355	0,033	—	—	—
1	t3	P	P	0,256	0,026			
2			L	0,259	0,024	—		
3		L	P	0,258	0,028	—	—	
4			L	0,254	0,021	—	—	—
1	t4	P	P	0,105	0,009			
2			L	0,106	0,008	—		
3		L	P	0,106	0,007	—	—	
4			L	0,103	0,008	—	—	0,07
1	t5	P	P	0,196	0,024			
2			L	0,197	0,023	—		
3		L	P	0,195	0,025	—	—	
4			L	0,193	0,021	—	—	—
1	t6	P	P	0,143	0,021			
2			L	0,150	0,020	0,058		
3		L	P	0,146	0,022	—	—	
4			L	0,145	0,022	—	—	—
1	t7	P	P	0,314	0,022			
2			L	0,320	0,024	—		
3		L	P	0,317	0,022	—	—	
4			L	0,313	0,023	—	—	—
1	t8	P	P	0,484	0,034			
2			L	0,491	0,031	*		
3		L	P	0,487	0,034	—	—	
4			L	0,483	0,028	—	**	—
1	t9	P	P	0,295	0,027			
2			L	0,299	0,027	—		
3		L	P	0,299	0,031	—	—	
4			L	0,296	0,028	—	—	—

* p < 0,05; ** p < 0,01

Vysvětlivky:

Vykročení / noha – označení dolní končetiny, která nakročila na měřicí plošiny jako první

P	-	pravá dolní končetina
L	-	levá dolní končetina
\bar{x}	-	aritmetický průměr
s	-	směrodatná odchylka
p	-	statistická významnost
t1	-	doba trvání jednoho kroku
t2	-	doba trvání brzdivé fáze
t3	-	doba trvání akcelerační fáze
t4	-	čas dosažení maximální síly F_y v brzdivé fázi
t5	-	čas dosažení maximální síly F_y v akcelerační fázi
t6	-	čas, ve kterém dosáhla síla F_z prvního maxima
t7	-	čas dosažení minimální síly F_z
t8	-	čas, ve kterém dosáhla síla F_z druhého maxima
t9	-	čas od dosažení minimální síly F_z do konce kroku

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Vliv zahájení krokového cyklu na velikost měřených proměnných, chůze se zátěží

Tabulka 8. Silové proměnné a impulzy sil (proměnné F1 – F3r)

Poř.č.	Proměnná	Vy kročení / noha		\bar{x}	s	p		
						1	2	3
1	F1	P	P	23,169	11,270			
2			L	27,650	10,868	—		
3		L	P	25,053	8,573	—	—	
4			L	27,336	10,040	—	—	—
1	F2	P	P	41,691	10,584			
2			L	32,907	9,995	**		
3		L	P	39,817	9,245	—	**	
4			L	31,532	8,139	**	—	**
1	F3	P	P	154,300	32,522			
2			L	151,085	30,486	—		
3		L	P	150,910	27,923	—	—	
4			L	156,207	31,187	—	—	—
1	F4	P	P	183,245	32,742			
2			L	187,885	38,579	—		
3		L	P	183,585	33,356	—	—	
4			L	186,895	36,738	—	—	—
1	F5	P	P	856,390	123,315			
2			L	847,330	117,047	—		
3		L	P	851,250	122,001	—	—	
4			L	858,700	115,010	—	—	—
1	F6	P	P	887,150	108,800			
2			L	891,935	124,746	—		
3		L	P	885,930	112,123	—	—	
4			L	889,470	118,886	—	—	—
1	F7	P	P	519,155	83,953			
2			L	513,210	87,367	—		
3		L	P	517,640	83,941	—	—	
4			L	514,180	84,766	—	—	—
1	F1r	P	P	3,005	1,389			
2			L	3,580	1,320	—		
3		L	P	3,237	1,061	—	—	
4			L	3,530	1,205	—	—	—
1	F2r	P	P	5,390	1,131			
2			L	4,250	1,110	**		
3		L	P	5,172	1,067	—	**	
4			L	4,070	0,853	**	—	**
1	F3r	P	P	19,915	3,040			
2			L	19,635	3,644	—		
3		L	P	19,524	2,811	—	—	
4			L	20,260	3,464	—	—	—

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Vliv zahájení krokového cyklu na velikost měřených proměnných, chůze se zátěží

Tabulka 8. Silové proměnné a impulzy sil (proměnné F4r – I5)

Poř.č.	Proměnná	Vykročení / noha		\bar{x}	s	p		
						1	2	3
1	F4r	P	P	23,795	3,575			
2			L	24,235	3,571	—		
3		L	P	23,754	3,114	—	—	
4			L	24,150	3,523	—	—	—
1	F5r	P	P	110,850	8,308			
2			L	109,740	8,024	—		
3		L	P	110,203	8,641	—	—	
4			L	111,235	7,431	—	—	—
1	F6r	P	P	114,940	5,125			
2			L	115,310	5,504	—		
3		L	P	114,706	4,490	—	—	
4			L	115,075	5,580	—	—	—
1	F7r	P	P	67,225	7,167			
2			L	66,450	7,788	—		
3		L	P	67,043	7,394	—	—	
4			L	66,610	7,356	—	—	—
1	I1	P	P	0,897	0,536			
2			L	1,174	0,595	*		
3		L	P	1,003	0,480	—	—	
4			L	1,226	0,600	**	—	—
1	I2	P	P	12,854	5,076			
2			L	8,980	4,212	**		
3		L	P	12,574	4,825	—	**	
4			L	8,723	3,670	**	—	**
1	I3	P	P	24,490	5,111			
2			L	24,649	4,964	—		
3		L	P	24,161	4,197	—	—	
4			L	24,902	4,809	—	—	—
1	I4	P	P	24,035	3,605			
2			L	25,252	4,706	—		
3		L	P	24,741	4,278	—	—	
4			L	24,563	3,795	—	—	—
1	I5	P	P	191,100	30,102			
2			L	193,255	33,109	—		
3		L	P	192,075	28,839	—	—	
4			L	192,190	30,918	—	—	—

* p < 0,05; ** p < 0,01

Vliv zahájení krokového cyklu na velikost měřených proměnných, chůze se zátěží

Tabulka 8. Silové proměnné a impulzy sil (proměnné I6 – I7)

Poř.č.	Proměnná	Vykročení / noha		\bar{x}	s	p		
						1	2	3
1	I6	P	P	193,925	35,181			
2			L	196,950	35,874	—		
3		L	P	196,355	39,198	—	—	
4			L	194,690	35,763	—	—	—
1	I7	P	P	385,025	60,379			
2			L	390,205	62,126	0,094		
3		L	P	388,440	63,323	—	—	
4			L	386,855	59,211	—	—	—

* p < 0,05; ** p < 0,01

Vysvětlivky:

Vy kročení / noha - označení dolní končetiny, která nakročila na měřící plošiny jako první

- P - pravá dolní končetina
- L - levá dolní končetina
- \bar{x} - aritmetický průměr
- s - směrodatná odchylka
- p - statistická významnost
- F1 - maximální hodnota laterální síly na levou stranu
- F2 - maximální hodnota laterální síly na pravou stranu
- F3 - maximální hodnota síly Fy v brzdivé fázi
- F4 - maximální hodnota síly Fy v akcelerační fázi
- F5 - maximální hodnota síly Fz v brzdivé fázi
- F6 - maximální hodnota síly Fz v akcelerační fázi
- F7 - minimální hodnota síly Fz
- F1r - hodnota síly F1 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
- F2r - hodnota síly F2 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
- F3r - hodnota síly F3 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
- F4r - hodnota síly F4 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
- F5r - hodnota síly F5 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
- F6r - hodnota síly F6 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
- F7r - hodnota síly F7 vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti
- I1 - impulz laterální síly Fx na levou stranu
- I2 - impulz laterální síly Fx na pravou stranu
- I3 - impulz síly Fy v brzdivé fázi
- I4 - impulz síly Fy v akcelerační fázi
- I5 - impulz síly Fz v brzdivé fázi
- I6 - impulz síly Fz v akcelerační fázi
- I7 - celkový impulz vertikální síly (I7 = I5 + I6)

* p < 0,05; ** p < 0,01

Vliv zahájení krokového cyklu na velikost měřených proměnných, chůze se zátěží

Tabulka 9. Indexy symetrie

Poř.č.	Proměnná	Vy kročení / noha		\bar{x}	s	p		
						1	2	3
1	S_t2,3	P	P	1,392	0,154			
2			L	1,402	0,172	—		
3		L	P	1,404	0,170	—	—	
4			L	1,412	0,179	—	—	—
1	S_I3,4	P	P	1,021	0,127			
2			L	0,987	0,167	—		
3		L	P	0,983	0,095	—	—	
4			L	1,022	0,151	—	—	—
1	S_t7,9	P	P	1,071	0,085			
2			L	1,077	0,113	—		
3		L	P	1,068	0,094	—	—	
4			L	1,069	0,118	—	—	—
1	S_I5,6	P	P	0,997	0,130			
2			L	0,994	0,152	—		
3		L	P	0,995	0,127	—	—	
4			L	1,002	0,159	—	—	—

* p < 0,05; ** p < 0,01

Vysvětlivky:

Vy kročení / noha – označení dolní končetiny, která nakročila na měřicí plošiny jako první

P - pravá dolní končetina

L - levá dolní končetina

\bar{x} - aritmetický průměr

s - směrodatná odchylka

p - statistická významnost

S_t2,3 - index symetrie doby trvání brzdivé (t2) a akcelerační (t3) fáze

S_I3,4 - index symetrie impulzů sil v brzdivé (I3) a akcelerační (I4) fázi

S_t7,9 - index symetrie doby trvání brzdivé (t7) a akcelerační (t9) fáze

S_I5,6 - index symetrie impulzů vertikálních sil (I5) a (I6)

* p < 0,05; ** p < 0,01

6 DISKUSE

Cílem této studie bylo otestovat vliv různého pořadí, v němž dolní končetiny kráčely přes dvě silové plošiny, na výsledky dynamické analýzy chůze. Tento problém jsme zkoumali v souvislosti s lateralitou a jejím vlivem na symetrii či asymetrii sledovaných parametrů chůze. Výsledky naší práce ukazují, že pořadí, ve kterém dolní končetiny nakračují na měřicí plošiny, významně ovlivňuje dynamickou analýzu chůze ve všech sledovaných parametrech. Nejvýznamnější rozdíly v pořadí nakročení jsme objevili u sledovaných silových proměnných a impulzů sil pro nedominantní dolní končetinu. Naproti tomu vliv lateralit dolních končetin byl na zvolené hladině statistické významnosti shledán významným pouze v medio-laterálním směru reakční síly. Statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou byly zjištěny u pokusů, během kterých nedominantní dolní končetina vykročila jako první. Při chůzi se zátěží došlo oproti očekávání k signifikantnímu poklesu statistické významnosti rozdílů mezi sledovanými parametry při porovnání různého pořadí jedné dolní končetiny v rámci krokového cyklu i při srovnání dolních končetin mezi sebou.

Problematika různého pořadí kráčejších dolních končetin v měřeném krokovém cyklu je podle našich výsledků dosti významným, přesto opomíjeným jevem. Při zkoumání vlivu nakročení jsme porovnávali vždy jednu dolní končetinu za situace, kdy došlápla na měřicí silovou plošinu jako první (byla tedy vedoucí dolní končetinou), se situací opačnou, kdy došlápla jako druhá v pořadí na druhou měřicí plošinu. V časových proměnných byl nalezen statisticky významný rozdíl v nakročení pravé (dominantní) dolní končetiny, a to v čase jednoho kroku t_1 ($p < 0,01$) a časových proměnných v akcelerační fázi opory t_9 ($p < 0,01$), t_3 ($p < 0,05$) a t_5 ($p = 0,072$). Doba jednoho kroku byla vždy kratší na té končetině, která první dokračovala na měřicí plošinu. Tento fakt by mohl dokládat, že při vynuceném došlápnutí do vymezeného prostoru nemá člověk takovou jistotu opory, na niž je zvyklý, a proto je váha těla rychleji přenesena na druhou dolní končetinu, pro kterou je dokročení snadnější a díky získaným informacím z předešlého kroku kontrolovanější.

Analýzou silových proměnných byl zjištěn rozdíl v nakročení na levé (nedominantní) dolní končetině ($p < 0,01$) ve vertikální rovině (F5) i antero-posteriorní rovině u síly F3 ($p < 0,01$) a silových impulzů I3 ($p < 0,01$) a I4 ($p < 0,05$). Zjištění vlivu nakročení pravou dolní končetinou na časové proměnné a vlivu nakročení levou dolní končetinou na silové proměnné a silové impulzy pravděpodobně odráží přirozené funkční rozdíly mezi dolními končetinami. Dominantní (v našem případě pravá) dolní končetina je využívána pro dynamické úkoly, které vyžadují obratnost a přesnost, proto se rozdíly v nakročení promítají

do časových proměnných. Nedominantní (zde levá) dolní končetina je využívána pro zajištění opory a kontrolu rovnováhy. U této dolní končetiny není důležitá preciznost, ale spolehlivost, a proto nebyly statisticky významné rozdíly v čase, ale v silových proměnných a impulzech sil. Tato představa odlišné funkce dolních končetin v zajištění pohybu vpřed a kontroly rovnováhy se shoduje se závěry studie, již provedli Sadeghi, Allard, Prince a Labelle (2000).

Také Sadeghi (2003) se přiklání k existenci lokální asymetrie v chůzi zdravých jedinců, která se zakládá na různých funkčních úkolech mezi pravou a levou dolní končetinou pro řízení rovnováhy mezi koordinačními a silovými funkcemi končetin. Seeley, Umberger a Shapiro (2008) se domnívali, že asymetrické chování dolních končetin při chůzi může představovat určitou formu funkční asymetrie, která byla definována jako rozpor v plnění stejné úlohy mezi dolními končetinami. Podle této teorie přispívá nedominantní dolní končetina více k opoře, zatímco dominantní dolní končetina se podílí spíše na pohánění těla vpřed. Výsledky této studie však ukázaly, že nedominantní a dominantní dolní končetina přispívají docela stejně k opoře i pohonu během chůze preferovanou rychlostí. Proto Seeley et al. (2008) přišli s myšlenkou, že lokální asymetrie (asymetrie v kloubní kinetice a/nebo svalové aktivitě) může existovat společně s globální symetrií (symetrické chování dolních končetin jako samostatných subjektů).

V chůzi zdravých osob byly v řadě studií prokázány bilaterální rozdíly v chování dolních končetin. Názory na to, zda tyto rozdíly považovat za drobné odchylky od dokonalé koordinace dolních končetin nebo za manifestaci asymetrie chůze, nejsou jednotné. Dalším diskutabilním faktorem je lateralita dolních končetin a míra jejího vlivu na expresi asymetrie chůze.

Při porovnávání proměnných pro pravou a levou stranu jsme zjistili rozdíl v rychlosti chůze, která byla vyšší při zahájení měřeného krokového cyklu pravou dolní končetinou. Tento rozdíl v rychlosti chůze však nebyl statisticky významný. Za projevy vlivu lateralit jsme považovali takové případy, kdy byl nalezen rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou za stejných podmínek – rozdíl v nakročení pravou nebo levou dolní končetinou v případě, kdy nakročila jako první na plošinu, a rozdíl v nakročení pravou nebo levou dolní končetinou v případě, že nakročila jako druhá na plošinu. Takovéto rozdíly se objevily pouze v silových proměnných a impulzech sil měřených v medio-laterální rovině reakční síly, kde byl statisticky významný rozdíl ($p < 0,01$) mezi pravou a levou dolní končetinou v obou výše uvedených variantách chůze přes plošiny v laterálních silách a impulzech sil vznikajících při zatěžování stojné dolní končetiny. Dále jsme zjistili, že při kontaktu paty s podložkou byla vždy vyšší maximální síla F1 na nedominantní dolní končetině, ale maximální laterální síla F2

během zatížení chodidla byla vždy větší na dominantní dolní končetině. Wearing, Urry a Smeathers (2000) zpochybňují výpovědní hodnotu proměnných v medio-laterální rovině pro vysokou intra-individuální variabilitu a použití těchto parametrů k charakteristice normální chůze nebo hodnocení patologie chůze považují za sporné.

Statisticky významné rozdíly mezi proměnnými zjištěnými pro pravou (dominantní) a levou (nedominantní) dolní končetinu se vyskytovaly u pokusů, během kterých nedominantní dolní končetina vykročila jako první na plošinu. Statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,01$ byl zjištěn u všech tří komponent reakční síly – v silových proměnných (F2, F2r, F3, F3r) a impulzu síly I2 a na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ v časových proměnných (t3, t5), silových proměnných (F5, F5r, F7) a impulzu síly I3.

Nakročení nedominantní dolní končetinou jako první je zřejmě nový úkol, se kterým se dříve testovaná osoba nesetkala, jelikož v situacích, kdy byla nutná přesnost v cílení kroků, využila jako první svou dominantní dolní končetinu. V případě, kdy byla nucena projít po vymezeném prostoru v určeném pořadí dolních končetin, musela být využita odlišná strategie, což se odrazilo v akcentaci rozdílů mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Tento zjištěný fenomén přisuzujeme vlivu laterality dolních končetin.

V řadě studií byly objeveny rozdíly mezi dolními končetinami při chůzi v kinetických, kinematických i elektromyografických údajích, avšak interpretace těchto výsledků se liší. Někteří autoři (Giakas & Baltzopoulos, 1997; Lythgo, Wilson, & Galea, 2011) nepovažují získané údaje za dostatečně významné a přiklání se k tvrzení, že chůze je zcela symetrický pohyb, jiní rozdíly v chování dolních končetin při chůzi zdůrazňují a považují je za projev asymetrie (Jeleń, Wit, Dudziński, & Nolan, 2008; Sadeghi, Allard, & Duhaime, 1997; Seeley, Umberger, & Shapiro, 2008). Ani dnes tedy není jasné, jak posuzovat bilaterální rozdíly v chůzi zdravých osob a jaká je jejich příčina.

Rozdíly v plnění odlišných funkcí dolních končetin jsme našli při porovnávání brzdivé a akcelerační fáze opory v antero-posteriorní a vertikální rovině. Ve vertikální rovině bylo zjištěno, že u končetiny, která nakračuje na měřicí plošiny jako první, je vyšší maximální hodnota síly v brzdivé fázi, zatímco u druhé končetiny je větší maximální hodnota vertikální síly ve fázi akcelerační. Také impulz síly I3 v brzdivé fázi byl větší na straně té končetiny, která nakročila na plošinu jako první. V akcelerační fázi byl naopak vždy vyšší impulz síly I4 na končetině, která dokročila jako druhá. Statisticky významný rozdíl v pořadí nakročení byl zjištěn pro levou dolní končetinu ($p < 0,05$).

Porovnáním indexů symetrie byl v antero-posteriorní rovině zjištěn stejný mechanismus – u první končetiny, jež nakročila na měřicí plošinu, byl vyšší impulz I3 v brzdivé fázi, zatímco u druhé končetiny impulz I4 v akcelerační fázi. Statisticky významné rozdíly byly nalezeny při porovnání nakročení levou dolní končetinou jako první nebo druhou ($p < 0,01$) a při porovnání stran v tomto pořadí – první levá a druhá pravá dolní končetina ($p < 0,05$). Zkoumáním rozdílů v indexech symetrie spočítaných pro dobu trvání brzdivé (t2) a akcelerační (t3) fáze jsme zjistili statisticky významný rozdíl mezi pravou a levou končetinou v případě, kdy nakročila jako první levá dolní končetina ($p < 0,05$) a vždy byl tento index $S_{t2,3}$ větší pro první ná kročnou končetinu, což značilo delší čas brzdivé fáze. Z výsledků našeho výzkumu je patrné, že první končetina dokračující na plošinu více a déle brzdí pohyb těla vpřed, zatímco v pořadí druhá končetina se více odráží vpřed a tato akcelerační fáze je kratší než fáze brzdivá. Vliv pořadí dolních končetin kráčejících přes měřicí plošiny byl na tyto proměnné značný, nelze však opomenout pravděpodobný vliv laterality působící na parametry chůze současně s vlivem různého nakročení.

K podobným výsledkům dospěl Sadeghi (2003), který vypočítáním momentů sil vznikajících působením svalové aktivity v oblasti kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů, zjistil odlišnou roli těchto svalů v různých fázích krokového cyklu na pravé a levé končetině. Např. moment spočítaný pro oblast pravého kotníku zdůrazňoval svalovou aktivitu během odrazové fáze, zatímco moment pro levý kotník ukazoval na svalovou aktivitu vyskytující se ve fázi terminálního stoje. Sadeghi uvádí jako příčinu zjištěných rozdílů v působení dolních končetin existenci lokální asymetrie i v chůzi zdravých jedinců, která se zakládá na různých funkčních úkolech mezi pravou a levou kyčlí, koleny a kotníky pro udržení rovnováhy mezi koordinačními a propulzivními funkcemi končetin. Na druhou stranu Sadeghi přiznává, že se dolní končetiny chovají symetricky, pokud se hodnotí jejich celkové chování.

Zajímalo nás, jak se projeví vliv přídatné zátěže o velikosti 25 % tělesné hmotnosti testované osoby na sledované parametry. Na rozdíl od našich předpokladů došlo při chůzi se zátěží k výraznému poklesu statistické významnosti rozdílů mezi sledovanými parametry v různém pořadí jedné dolní končetiny v rámci krokového cyklu i při srovnání pravé a levé dolní končetiny mezi sebou. Zdá se, že na přídatnou zátěž tělo reaguje tím, že „se semkne“, patrně dojde k omezení stupňů volnosti pohybu v kloubech dolních končetin. Právě proto, že v takovéto stresové situaci není žádoucí preciznost došlapu ale stabilita segmentů těla, dochází ke zmenšení rozdílů v působení dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi.

Rychlost chůze se zátěží byla pomalejší než v pokusech bez zátěže a všechny časové proměnné větší než při chůzi bez zátěže. Bez zátěže byla rychlost vyšší u pravé končetiny, zatímco se zátěží u levé dolní končetiny. Ve druhém případě byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi pokusy začínajícími pravou nebo levou dolní končetinou ($p < 0,05$). U první náročné dolní končetiny byl se zátěží zjištěn kratší čas kroku nebo dřívější dosažení maxima konkrétní síly než u končetiny kráčející jako druhé v pořadí, což je v souladu s výsledky naší studie prokazujícími vliv různého zahájení krokového cyklu na dynamickou strukturu chůze.

Toto zjištění by mohlo podpořit představu, že dominantní (pravou) dolní končetinou je bez zátěže zadaný úkol (nakročit na měřicí plošinu první pravou dolní končetinou) splněn snáze a bez rozmyšlení. Přidáním externí zátěže a požadavkem pro zahájení měřeného krokového cyklu levou dolní končetinou nastala pro testované osoby neznámá situace, náročná na motorickou kontrolu chůze. Měřené osoby chůzi zrychlily tak, aby nedošlo k vychýlení z rovnováhy. Při samotném měření jsme pozorovali rozdíly v chování testovaných osob při různém našlapování na silové plošiny. Pokusy, kdy měla jako první došlápnout dominantní (pravá) dolní končetina, prováděly osoby bez zaváhání, chůze po dřevěném chodníku byla jistá. Naopak během měření v situaci, kdy měla první našlápnout nedominantní (levá) dolní končetina, bylo zapotřebí více cvičných pokusů pro nácvik chůze přes měřicí plošiny, často se měřené osoby před vykročením zastavily a přemýšlely, jak zadaný úkol splnit, bylo provedeno více chyb a neplatných pokusů. Při pokusech s přidanou zátěží se tyto pozorovatelné rozdíly zmenšily, což mohlo být způsobeno mnohým opakováním pokusů.

Mezi časově proměnnými v chůzi se zátěží i bez zátěže se statisticky významné rozdíly vyskytovaly v akcelerační fázi. Silové proměnné se statisticky významně lišily naopak ve fázi brzdivé, a to pouze v případě chůze bez zátěže. U všech časových proměnných byl zjištěn nejdelší čas pro levou dolní končetinu v případě, že nakračuje jako druhá v pořadí. Tento výsledek považujeme za důkaz vlivu laterality dolních končetin na asymetrii chůze, který se manifestoval při ztížení podmínek chůze. Dominantní (pravá) dolní končetina není tolik spolehlivá v opěrné funkci, a proto se těžiště těla přesouvá vpřed rychleji, aby stabilní oporu zajistila v této funkci spolehlivější nedominantní (levá) dolní končetina. V časových proměnných pokusů chůze se zátěží se objevily rozdíly mezi pravou a levou dolní končetinou v čase trvání jednoho kroku (t_1) při vykročení první pravou dolní končetinou na měřicí plošiny ($p < 0,01$). Na rozdíl od chůze bez zátěže byl v případě přidání externí zátěže zjištěn statisticky významný rozdíl v čase t_8 mezi pokusy s různým pořadím levé dolní končetiny

v měřeném krokovém cyklu ($p < 0,01$) a mezi pravou a levou dolní končetinou v případě zahájení krokového cyklu pravou dolní končetinou ($p < 0,05$). Čas t_8 byl stejně jako čas jednoho kroku t_1 vždy kratší pro první nakračující dolní končetinu.

Provedením porovnání silových proměnných a impulzů sil nebyl zjištěn žádný statisticky významný rozdíl mezi sledovanými proměnnými kromě medio-laterální komponenty reakční síly. V této rovině byly zjištěny statisticky významné rozdíly u proměnných F_2 a F_{2r} , které byly vždy výrazně vyšší na pravé dolní končetině ($p < 0,01$) ve všech zkoumaných variantách – mezi první pravou v porovnání s první levou dolní končetinou a mezi druhou pravou a druhou levou dolní končetinou, což dokazuje vliv lateralitu na asymetrické hodnoty bilaterálně měřených proměnných. Stejně významné rozdíly byly dále mezi pravou a levou dolní končetinou zjištěny v situaci, kdy vykročila první pravá dolní končetina, a také v situaci, kdy vykročila první levá dolní končetina na měřicí plošiny. Statisticky významné rozdíly u impulzů sil I_1 a I_2 byly stejné jako při chůzi bez zátěže. Z těchto výsledků tedy vyplývá, že do boční rovnováhy zasahuje lateralita významně.

Při srovnání sil působících v brzdivé (F_3 a F_5) a akcelerační (F_4 a F_6) fázi byly zjištěny vyšší síly ve fázi akcelerační než brzdivé, což by mohlo znamenat, že přidáním externí zátěže se změní poměr brzdivých a akceleračních sil ve prospěch sil akceleračních. Mezi indexy symetrie nebyly při chůzi se zátěží zjištěny statisticky významné rozdíly. Naše výsledky se shodují s výsledky zjištěnými Titěrou (2008), který statisticky významné rozdíly v indexech symetrie mezi pravou a levou dolní končetinou rovněž nezjistil.

Z výsledků je však patrné, že v brzdivé fázi převažovala nadvláda první ná kročné končetiny stejně jako při chůzi bez zátěže, zatímco v akcelerační fázi se vyskytovala tendence k převaze levé dolní končetiny bez ohledu na pořadí kroku (síly F_4 , F_{4r} , F_6 , F_{6r}). Z porovnání akcelerační a brzdivé fáze opory je patrné, že změna poměru těchto fází ve prospěch akcelerační fáze je výraznější na nedominantní (levé) dolní končetině, jež bývá označována také jako odrazová.

Využití tenzometrických plošin pro dynamickou analýzu chůze s sebou přináší velmi důležitou otázku postavení měřících plošin. Pokud jsou pro výzkum používány dvě plošiny, bývají umístěny za sebou, přičemž druhá plošina bývá posunuta do strany tak, aby byla zvýšena pravděpodobnost dokročení oběma dolními končetinami na střed plošiny. My jsme však zvolili postavení plošin přímo za sebou, abychom při změně pořadí, ve kterém dolní končetiny dokračovaly na plošiny, nemuseli posouvat také měřicí plošiny, čímž by mohlo dojít k ovlivnění výsledků měření. Zvolené silové plošiny byly dostatečně široké, aby

požadavek chůze po nich neměl vliv na změnu přirozeného krokového cyklu. Ze zkušeností získaných měření se domníváme, že pozornost a určitý stupeň soustředění se na terén, po kterém osoba prochází, nelze zcela vyloučit. Řešením by mohl být několik metrů dlouhý měřicí chodník, který pro svůj výzkum použili Lythgo, Wilson a Galea (2011). Problém zahájení chůze přes měřicí zařízení však přetrvává. Při použití dlouhého chodníku snímaného počítačem by mohly být využity k analýze další krokové cykly v pořadí. Limitujícím faktorem měření dynamické struktury chůze na dvou silových plošinách je také možnost změření pouze jednoho krokového cyklu. Výhodnější by bylo měřit několik krokových cyklů za sebou, jejichž analýzou bychom získali přesnější informace o přirozené chůzi testovaných osob. Tento problém vyřešili Jeleń, Wit, Dudziński a Nolan (2008) tím, že k měření vertikální složky reakční síly použili čidla zabudovaná přímo ve speciálně upravené obuvi. Tomuto způsobu měření je však vyčítána nepřesnost získaných údajů.

Často bývá ve výzkumech uváděn problém vizuální kontroly nebo celkového soustředění se na průběh chůze jako limitujícího faktoru. Otázkou vlivu vizuální kontroly kroků na parametry reakčních sil se zabývali Wearing, Urry a Smeathers (2000), kteří stejně jako Grabiner, Feuerbach, Lundin a Davis (1995) dospěli k závěru, že zaměření zrakové kontroly na cíl neovlivňuje ani časové parametry, ani parametry reakční síly. My jsme instruovali testované osoby, aby plošiny přecházely přirozenou chůzí, bez zvláštního soustředění. Nepožadovali jsme úplné vyloučení zrakové kontroly dolních končetin (testované osoby se nemusely dívat dopředu do vyznačeného prostoru na protější zdi), protože sám tento požadavek je dle našeho názoru v rozporu s přirozenou chůzí. Cvičnými pokusy jsme pro každého probanda určili místo, ze kterého měřené pokusy chůze začínaly, abychom tak snížili nutnost zaměření pozornosti na měřicí zařízení.

Dalším diskutabilním problémem je rychlost chůze, kterou testované osoby kráčí přes měřicí zařízení. Vlivem rychlosti chůze na její symetrii se zabývali např. Lythgo, Wilson a Galea (2011), kteří považují chůzi zdravých dětí a mladých dospělých osob za vysoce symetrický proces, neovlivnitelný zpomalením ani zrychlením o 30 % oproti preferované rychlosti chůze. Chung a Wang (2010) zjistili u dospělých ve věku 20 až 60 let významný vliv rychlosti vyšší než 120 % preferované rychlosti chůze na sledované parametry. V našem výzkumu jsme chůzi testovaných osob neregulovali, neboť jsme nepředpokládali, že by testované osoby v laboratoři zrychlily svou běžnou preferovanou rychlost chůze natolik, aby měla vliv na výsledky dynamické analýzy chůze.

Cílem výzkumů zabývajících se analýzou chůze je získání dat o co nejpřirozenějším pohybovém stereotypu. Současně tato měření kladou důraz na konkrétní formu provedení

chůze. Není divu, že je lidská chůze stále zahalena rouškou tajemství. Dosud nebylo vysloveno všeobecně akceptovatelné vysvětlení nestejného chování dolních končetin při chůzi. Dokud nebudou provedeny další přesné výzkumy, nebudeme o symetrii či asymetrii dolních končetin vědět více.

Výsledky našeho výzkumu ukázaly, že zahájení měřeného krokového cyklu dominantní nebo nedominantní dolní končetinou významně ovlivňuje parametry chůze, a proto by mělo být u studií zabývajících se analýzou chůze pomocí silových plošin bráno v úvahu. Přestože jsme odhalili více statisticky významných rozdílů v pořadí nakročení dolních končetin na měřicí plošiny, domníváme se, že vliv lateralit dolních končetin nelze opomíjet. Zdá se, že vliv nakročení působí společně s vlivem lateralit na asymetrii sledovaných parametrů chůze, např. proto, že vliv zahájení krokového cyklu pravou nebo naopak levou dolní končetinou na dynamickou analýzu chůze se projevoval na levé (nedominantní) dolní končetině.

V klinické praxi by námi zjištěné rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při chůzi mohly být využity v rehabilitaci pacientů po úrazech dolních končetin nebo onemocnění nervového systému. Při reedukaci schopností a dovedností pacienta by tyto asymetrické funkce dolních končetin mohly být využity pro motorické učení takových funkcí, kterými dominantní nebo nedominantní končetina disponuje nebo pro ně má předpoklady, což by mohlo usnadnit a urychlit proces učení a zároveň zvýšit pravděpodobnost zafixování pohybového stereotypu v optimálním provedení. Domníváme se, že lateralita dolních končetin by v diagnostice i terapii pacientů neměla být opomíjena, jelikož významně ovlivňuje jednu ze základních motorických schopností člověka – chůzi.

7 ZÁVĚRY

Z naměřených hodnot a jejich statistického zpracování vyplývají následující závěry:

- Zahájení měřeného krokového cyklu dominantní nebo nedominantní dolní končetinou významně ovlivňuje parametry chůze.
- Pořadí, ve kterém dolní končetiny kráčely po měřících plošinách, mělo vliv především na sledované silové proměnné a impulzy sil na nedominantní dolní končetině. Vliv nakročení ve sledovaných časových parametrech se projevil na dominantní (pravé) dolní končetině.
- Statisticky významné rozdíly mezi dominantní (pravou) a nedominantní (levou) dolní končetinou byly zjištěny u pokusů, během kterých nedominantní dolní končetina vykročila jako první.
- Vliv lateralit na dynamickou strukturu chůze byl významný pouze u medio-laterální komponenty reakční síly, přičemž při úderu paty do podložky byla vždy vyšší maximální síla na nedominantní dolní končetině a maximální laterální síla během zatížení chodidla byla vždy větší na dominantní dolní končetině.
- V antero-posteriorní rovině byly změřeny na první nakračující končetině větší síly i impulzy sil v brzdivé fázi, zatímco na druhé měřené končetině v akcelerační fázi.
- Při chůzi se zátěží došlo ke zpomalení rychlosti chůze. Byl naměřen nejdelší čas opory o nedominantní (levou) dolní končetinu v případech, kdy jako druhá nakračovala na měřící plošinu.
- Při chůzi se zátěží došlo k výraznému poklesu rozdílů ve sledovaných parametrech jak mezi dominantní a nedominantní končetinou, tak mezi různými způsoby nároku.
- Při chůzi se zátěží byly na první končetině nakračující na plošiny naměřeny v antero-posteriorní rovině vyšší hodnoty silových proměnných a impulsů sil v brzdivé fázi. Vyšší akcelerační síly však byly v antero-posteriorní i vertikální rovině zjištěny pro nedominantní (odrazovou) dolní končetinu.
- Akce dolních končetin při chůzi se lišily v časových proměnných, velikostech sil i impulzech sil při porovnání dominantní a nedominantní končetiny. Rozdíly mezi

proměnnými se však více manifestovaly při porovnání pořadí kráčejících dolních končetin, a to téměř bez výhrad na levé (nedominantní) končetině.

→ Při analýze chůze a v metodice jejího měření pomocí silových plošin by měl být vliv pořadí nakročení na měřicí zařízení brán v úvahu stejně jako existence stranových rozdílů mezi dolními končetinami.

8 SOUHRN

Lidská chůze, jako specifický projev bipedální lokomoce, je v popředí zájmu mnoha badatelů již několik desetiletí. Přesto však stále nelze s určitostí říci, zda je to akt symetrický či nikoliv. Dokud nebude možné stanovit hranici mezi patologií a normou, nebude také možné přesně chůzi ohodnotit a navrhnout řešení v terapii pacientů.

V teoretické části diplomové práce byly shrnuty vývojové, neurofyziologické a biomechanické aspekty chůze, možnosti její analýzy, vznik a projevy laterality především na dolních končetinách. V této části diplomové práce byly souhrnně uvedeny studie zabývající se problematikou měření a analýzy chůze ve vztahu k lateralitě nebo k (a)symetrickému chování dolních končetin při chůzi.

Ve výzkumné části diplomové práce jsme testovali vliv zahájení krokového cyklu dominantní nebo nedominantní dolní končetinou na dynamickou analýzu chůze. Výzkumu se zúčastnilo 20 studentek Univerzity Palackého v Olomouci ve věku 23-25 let, které byly požádány, aby přirozenou rychlostí přešly přes dvě silové plošiny Kistler zabudované v chodníku dlouhém 6 m. Bylo změřeno 15 platných pokusů pro dvě varianty chůze přes plošiny: a) první pravá (dominantní) a druhá levá dolní končetina; b) první levá (nedominantní) a druhá pravá dolní končetina. Stejným způsobem bylo naměřeno 5 platných pokusů při chůzi s externí zátěží, kterou představoval speciálně upravený batoh se závažím o celkové hmotnosti rovnající se 25 % individuální tělesné váhy každé účastnice výzkumu.

Analýzou všech tří komponent reakční síly jsme zjistili, že pořadí, ve kterém dolní končetiny nakračují na měřicí plošiny, významně ovlivňuje dynamickou analýzu chůze ve všech sledovaných parametrech. Naproti tomu vliv laterality dolních končetin byl shledán významným pouze v medio-laterálním směru reakční síly. Statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou byly zjištěny u pokusů, během kterých nedominantní dolní končetina vykročila jako první. V chůzi se zátěží došlo k signifikantnímu poklesu statistické významnosti rozdílů mezi sledovanými parametry při porovnání různého pořadí jedné dolní končetiny v rámci krokového cyklu i při srovnání dolních končetin mezi sebou.

Výsledky naší studie ukázaly, že chování dolních končetin při chůzi není symetrické. Zdá se, že mnohem více než laterality ovlivňuje chování dolních končetin pořadí, ve kterém došlapují na měřicí plošiny.

9 SUMMARY

For many researchers, human gait, as a specific manifestation of bipedal locomotion, has been on the front burner for several decades. Even so, we are still unable to claim with certainty whether the act is symmetrical or not. Unless we can draw the line between pathological and able-bodied gait, it will be impossible to accurately assess the gait and suggest solutions in the therapy of patients.

The theoretical part of the thesis covers developmental, neurophysiological and biomechanical aspects of gait and the possibilities of its analysis and the occurrence and intensity of laterality, mainly on the lower extremities. In this part of the thesis we summarized studies dealing with measurement and gait analysis in relation to laterality or (a)symmetrical behaviour of the lower limbs when walking.

In the research section of the thesis, we examined the effects of the initiation of gait cycle by the dominant or non-dominant leg on dynamic gait analysis. The research was attended by 20 students of Palacký University Olomouc, aged 23-25, who were asked to walk naturally over two Kistler force platforms embedded in a 6-m long walkway. Fifteen valid trials for two variants of walking across the platform were measured: a) the first right (dominant) and the second left leg, b) the first left (non-dominant) and the second right leg. Similarly, 5 valid trials were measured when walking with external loads, represented by a specially adapted backpack with the total mass equal to 25 % of the individual body weight of each participant in the research.

Using the analysis of all three components of the ground reaction force, we found that the order in which the legs step on measuring platforms, significantly affects the dynamic analysis of walking in all parameters. In contrast, the effect of laterality of the lower limbs was only found significant in the medio-lateral plane. Statistically relevant differences between dominant and non-dominant lower limb were found in the trials where non-dominant leg stepped first. When walking with the external load there was a significant decrease in the statistical relevance of the differences between the studied parameters when comparing different order of one lower limb within the gait cycle and also when comparing the lower limbs with each other.

The results of our study have shown that the behavior of the lower limbs during walking is not symmetrical. It seems that the order in which extremities step on the measuring platforms affects the behavior of the lower limbs much more than laterality.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abrantes, J. M. C. S. (1999). Dynamic gait analysis – joint stability approach through dynamic joint stiffness. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.), *Movement and Health – International Conference* (pp. 19-23). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Abrantes, J. M. C. S. (2000). Methodological approach of ground reaction forces analysis. In F. Vaverka & M. Janura (Eds.), *Biomechanics of Man 2000: VIII. conference of the Czech Society of Biomechanics with international participation* (pp. 3-9). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Ambler, Z. (2006). *Základy neurologie (6th ed.)*. Praha: Galén.
- Berthouze, L., & Lungarella, M. (2004). Motor skill acquisition under environmental perturbations: on the necessity of alternate freezing and freeing of degrees of freedom. *Adaptive Behavior*, 12(1), 47-64. Retrived 15. 3. 2011 from World Wide Web: <http://www.ifi.uzh.ch/ailab/people/lunga/Papers/adaptbehav04.pdf>
- Boakes, J. L. & Rab, G. T. (2006). Muscle activity during walking (pp. 103-118). In J. Rosse & J. G. Gamble (Eds.), *Human walking (3rd ed.)*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Butler, E. E., Druzin, M., & Sullivan, E. V. (2006). Gait adaptations in adulthood: pregnancy, aging, and alcoholism (pp. 131-147). In J. Rosse & J. G. Gamble (Eds.), *Human walking (3rd ed.)*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Dobkin, B., H. (2006) Assessments, interventions, and outcome measures for walking. In M. Selzer et al. (Eds.), *Textbook of Neural Repair and Rehabilitation (Vol. II), Medical Neurorehabilitation* (pp. 37-46). Cambridge: Cambridge University Press.
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Gamble, J. G. & Rosse, J. (Eds.). (2006). Human Walking: Six take-home lessons (pp. 223-228). In *Human walking (3rd ed.)*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Giakas, G. & Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait and Posture*, 5, 189-197.

- Grabiner, M. D., Feuerbach, J. W., Lundin, T. M., & Davis, B. L. (1995). Visual guidance to force plates does not influence ground reaction force variability. *Journal of Biomechanics*, 28(9), 1115-1117.
- Childress, D. S. & Gard, S. A. (2006). Commentatory on the Six determinants of gait (pp. 19-21). In J. Rosse & J. G. Gamble (Eds.), *Human walking (3rd ed.)*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Chung M.-J. & Wang M.-J., J. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait and Posture*, 31, 131-135.
- Inman, V., T., Ralston, H., J., & Todd, F. (2006). Human locomotion (pp. 1-18). In J. Rosse & J. G. Gamble (Eds.), *Human walking (3rd ed.)*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Jeleń, P., Wit, A., Dudziński, K., & Nolan, L. (2008). Expressing gait-line symmetry in able-bodied gait. *Dynamic Medicine* 7(17), (n.pp.). Retrieved 8. 4. 2011 from the World Wide Web: <http://www.dynamic-med.com/content/7/1/17>
- Kamm, K., Thelen, E., & Jensen, J. L. (1990). A dynamical systems approach to motor development. *Physical Therapy*, 70(12), 763-775. Retrived 11. 3. 2011 from the World Wide Web: <http://www.physicaltherapyjournal.com/content/70/12/763.full.pdf>
- Kapreli, E., Athanasopoulos, S., Papathanasiou, M., Van Hecke, P., Strimpakos, N., Gouliamos, A., Peeters, R., & Sunaert, S. (2010). Lateralization of brain activity during lower limb joints movement (An fMRI study). *NeuroImage*, 32, 1709–1721.
- Kermoian, R., Johanson, M. E., Butler, E. E., & Skinner, S. (2006). Development of gait (pp. 119-130). In J. Rosse & J. G. Gamble (Eds.), *Human walking (3rd ed.)*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis (Theory and practice)*. Edinburg: Churchill Livingstone.
- Kolář, P. (1996). Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3(4), 152-155.

- Kolář, P. (Ed.). (2009). Vyšetření posturálních funkcí. *Rehabilitace v klinické praxi* (p. 48). Praha: Galén.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Liddle, D., Rome, K., & Howe, T. (2000). Vertical ground reaction forces in patients with unilateral plantar heel pain – a pilot study. *Gait and Posture*, 11, 62-66.
- Lythgo, N., Wilson, C., & Galea, M. (2011). Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults. II: Walking at slow, free and fast speed. *Gait and Posture*, 33, 29-35.
- Mathews, P. (2008). *Influence of back pack (external load) on time and kinetic structure of gait cycle while walking of young university students*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Maupas, E., Paysant, J., Datie, A. M., Martinet, N., & André, J. M. (2002). Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. *Gait and Posture*, 16, 304-312.
- Měkota, K. (1984). Synthetic study of motor laterality. *Acta Universitatis Palackianae Olomouensis Gymnica*, 14, 93-122.
- Měkota, K. & Cuberek, R. (2007). *Pohybové dovednosti, činnosti, výkony*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Patla, A. E. (2004). Adaptive human locomotion: influence of neural, biological and mechanical factors on control mechanisms. In M. A. Bronstein et al. (Eds.), *Clinical disorders of balance, posture and gait* (pp. 20-35). London: Edward Arnold.
- Patrick, J. H. & Van Niekerk, L. (2004). Orthopedic assessment of gait disorders. In M. A. Bronstein et al. (Eds.), *Clinical disorders of balance, posture and gait* (pp. 74-92). London: Edward Arnold.
- Perry, J. (1992) *Gait analysis. Normal and pathological function*. Thorofare, NY: SLACK Incorporated.

- Rosenbaum, D. A. (1991). *Human motor control*. San Diego, California: Academic Press, Inc.
- Sadeghi, H. (2003). Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait and Posture*, 17, 197-204.
- Sadeghi, H., Allard, P., & Duhaime, M. (1997). Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human movement science*, 16, 243-258.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince F., & Labelle H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*, 12, 34-45.
- Seeley, M. K., Umberger, B. R., & Shapiro, R. (2008). A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait and Posture*, 28, 24-28.
- Svoboda, Z. & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26-31.
- Titěra, J. (2008). *Vliv externí zátěže na dynamickou analýzu chůze*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Valouchová, P. & Kolář, P. (2009). Vyšetření posturálních funkcí. In P. Kolář (Ed.), *Rehabilitace v klinické praxi* (pp. 48-50). Praha: Galén.
- Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(2), 92-98.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
- Vařeka, I. (2006). Revize výkladu průběhu motorického vývoje – novorozenecké období a holokinetické stadium. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(2), 74-81.
- Vařeka, I. & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnost řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6(3), 84-85.
- Vařeka, I. & Dvořák, R. (2009). Jak vlastně funguje Vojtova metoda? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 16(1), 3-5.

- Vařeka, I. & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94-102.
- Vaughan, Ch.,L., Davis B., L., & O`Connor, J., C. (1999). *Dynamics of Human Gait*. Cape Town: Kiboho Publishers.
- Vaverka, F. (1999). Biomechanická rizika pohybové aktivity člověka. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.), *Movement and Health – International Conference* (pp. 86-90). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Vaverka, F. (2005). Laterality and the effectivity of human movement – the biomechanical point of view. In D. Milanović & F. Prot (Eds.), *4th International Scientific Conference on Kinesiology* (pp. 808-814). Zagreb: University of Zagreb.
- Vaverka, F. & Elfmark, M. (2006). The gait analysis based on the measurement of ground reaction forces. In Z. Borysiuk (Ed.), *Movement and health: 5th international conference* (pp. 535-545). Opole: Opole University of Technology.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Vojta, V. & Peters, A. (1995) *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing.
- Wearing, S. C., Smeathers, J. E., & Urry, S. R. (2003). Frequency-domain analysis detects previously unidentified change in ground reaction force with visually guided foot placement. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(1), 71-78.
- Wearing, S. C., Urry, S. R., & Smeathers, J. E. (2000). The effect of visual targeting on ground reaction force and temporospatial parameters of gait. *Clinical Biomechanics*, 15, 583-591.
- Whittle, M. V. (1997). *Gait Analysis: an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Woollacott, M. H., Assaiante Ch., & Amblard B. (2004). Development of balance and gait control. In M. A. Bronstein et al. (Eds.), *Clinical disorders of balance, posture and gait* (pp. 39-59). London: Edward Arnold.
- Woollacott, M. H. & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture*, 16, 1-14.

Zháněl, J. & Vaverka, F. (1990). Testování laterality dolních končetin. *Tělesná kultura*, 22, 102-109.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Testovací formulář

Příloha 2. Průběh měření

Příloha 3. Výstupní data měření

Příloha 4. Vyjádření Etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci

Příloha 1. Testovací formulář

Jméno a příjmení:

Rok narození:

Výška:cm

Váha:kg

Test kopu tenisového míče do branky:

(Kolikrát, a kterou dolní končetinou testovaná osoba zasáhla míč)

Dotazník na testování laterality:

- | | |
|---|-------|
| 1. Jakou nohou kopete do míče? | P / L |
| 2. Jakou nohou vycházíte jako první na schod? | P / L |
| 3. Jakou nohu máte při klouzání vpředu? | P / L |
| 4. Jakou nohou vyklepáváte rytmus? | P / L |
| 5. Jakou nohou se odrážíte při výskoku? | P / L |

Příloha 2. Průběh měření

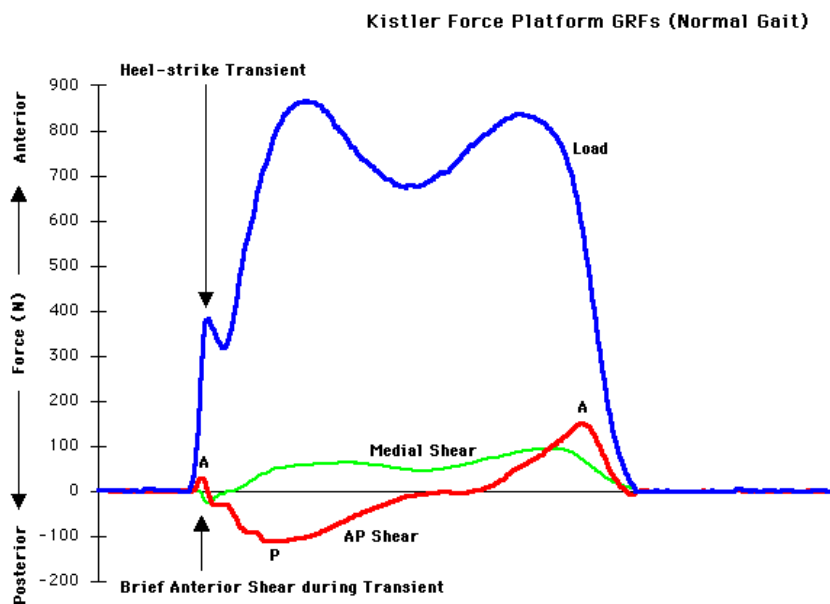


Obrázek 13. Průběh měření chůze bez zátěže

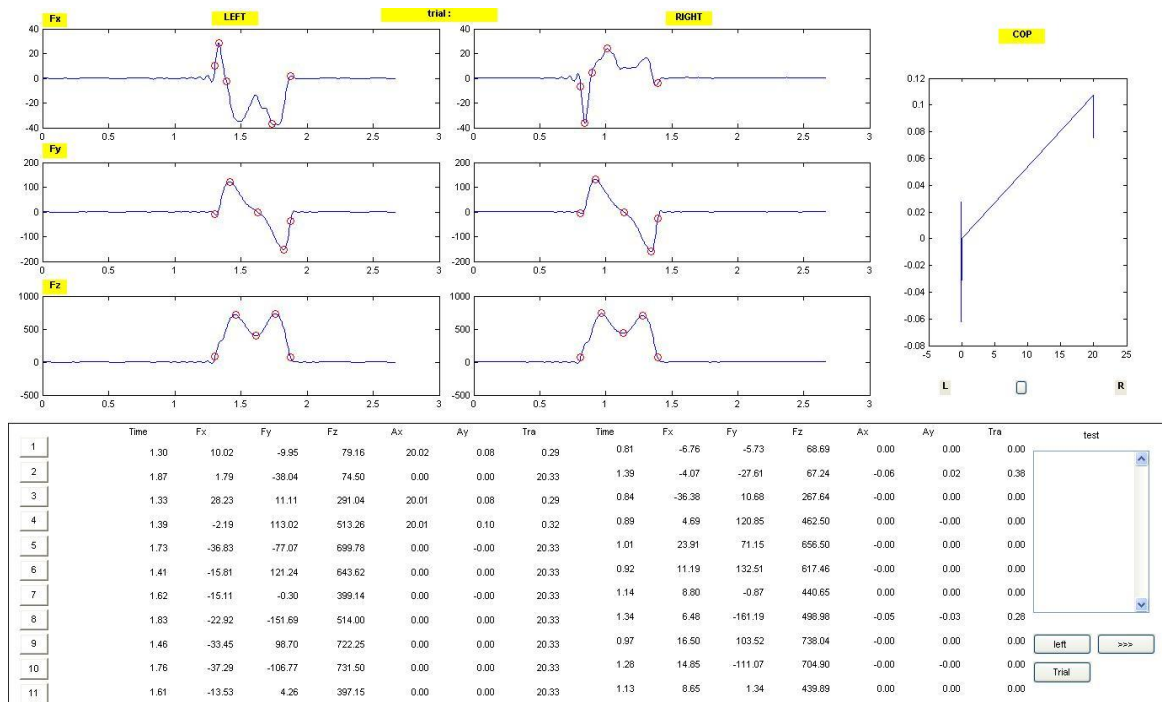


Obrázek 14. Průběh měření chůze se zátěží

Příloha 3. Výstupní data měření



Obrázek 15. Grafické znázornění tří složek reakční síly (Typical ground reaction forces (n.d.). Retrieved 8. 4. 2011 from World Wide Web: <http://www.smpp.northwestern.edu/~jim/kinesiology/previousMisc.HTM.>)



Obrázek 16. Základní výstupní data zobrazená v osobním počítači



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.
Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Mgr. Ondřej Ješina

Na základě žádosti ze dne 23.11.2010 byl projekt diplomové práce autorky **Bc. Kateřiny Popelkové** s názvem **Vliv různého zahájení krokového cyklu na výsledek dynamické analýzy chůze**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 19 /2010
dne: 1.prosince 2010.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty